

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



*ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES PRODUZIDA
NA MANDÍBULA PELA SIMULAÇÃO DOS ESFORÇOS MASTIGATÓRIOS
EM PRÓTESES FIXAS EM "CANTILEVER" IMPLANTO-SUPORTADAS -
ESTUDO "in vitro".*

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas
para a obtenção do título de Doutor em Clínica
Odontológica – Área de Prótese Dental.

PIRACICABA

1999

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

MARCOS ANDRÉ KALABAIDE VAZ

Mestre em Clínica Odontológica – área de prótese dental

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES PRODUZIDA
NA MANDÍBULA PELA SIMULAÇÃO DOS ESFORÇOS MASTIGATÓRIOS
EM PRÓTESES FIXAS EM “CANTILEVER” IMPLANTO-SUPORTADAS -
ESTUDO “in vitro”.**

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CPG, 26/10/8 1999


Assinatura do Orientador

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas
para a obtenção do título de Doutor em Clínica
Odontológica – Área de Prótese Dental.

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Altair Antoninha Del Bel Cury

PIRACICABA

1999

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	
V.	Ca
TOMBO BC/	38.918
PROC.	229/99
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	03/10/99
CPD	

CM-00126407-7

Ficha Catalográfica

V477an Vaz, Marcos André Kalabaide.
Análise fotoelástica da distribuição de tensões produzida na mandíbula pela simulação dos esforços mastigatórios em próteses fixas em "cantilever" implanto-suportadas - estudo *in vitro*. / Marcos André Kalabaide Vaz. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 1999. 99p. : il.

Orientadora : Prof^a. Dr^a. Altair Antoninha Del Bel Cury
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantações dentárias. 2. Fotoelasticidade. 3. Prótese dentária. 4. Tensão - Concentração. I. Del Bel Cury, Altair Antoninha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha Catalográfica Elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB / 8 – 6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba / UNICAMP.



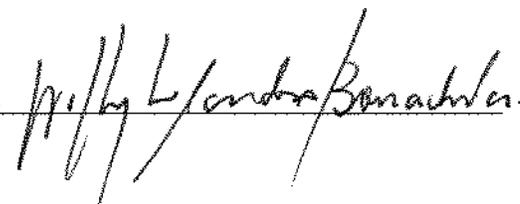
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



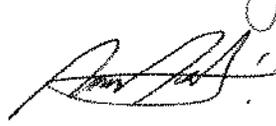
A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 18 de Junho de 1999, considerou o candidato MARCOS ANDRÉ KALABAIDE VAZ aprovado.

1. Profa. Dra. ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY 

2. Prof. Dr. FERNANDO RENÓ DE LIMA 

3. Prof. Dr. WELLINGTON CARDOSO BONACHELLA 

4. Profa. Dra. RENATA CUNHA MATHEUS RODRIGUES GARCIA 

5. Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NOBILO 

DEDICO ESTE TRABALHO

À DEUS, sabedoria suprema do universo, que nos deu a capacidade intelectual e criativa para que possamos evoluir sempre.

À SÔNIA, minha companheira inseparável que em todos os momentos me apoiou. Que sabe a tônica de falar e ouvir nas ocasiões corretas.

Ao Newton e a Leo, meus pais, que sempre foram exemplo de garra e determinação nesta longa caminhada, que é a vida.

À Profª. Drª. Altair Antoninha Del Bel Cury, minha orientadora, pela orientação firme e segura com que sempre conduz seus trabalhos.

AGRADECIMENTOS

- À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, representada por seu diretor Prof. Dr. Antônio Wilson Sallun.
- À Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP, processo nº 97/07849-7) pelo apoio científico e financeiro que viabilizou a execução deste trabalho.
- Aos estagiários do LAB-SIM do Centro Federal de Tecnologia – CEFET-PR, Pedro Néspolo Neto e Marcos Roberto Boulos, e também ao Prof. João Antônio Palma Setti pela dedicação, apoio e colaboração durante a fase experimental do trabalho.
- A Empresa Promodent, pela doação dos implantes Restore (Lifecore)
- Ao Laboratório Modelo da Degussa, na pessoa da Sra. Vera Lúcia Dias de Souza, pela confecção da prótese implanto-suportada.
- Ao Prof. Dr. Anselmo da UFPR, pelo auxílio na interpretação dos resultados e na análise estatística.
- Aos amigos Fernando, João e Getúlio, por tudo que aprendi com eles e que mesmo com a distância jamais nos afastaremos.
- A Universidade Tuiuti do Paraná pela confiança em mim depositada.
- Ao prof. Claudio Cezar de Miranda, que sempre foi meu exemplo de amor à profissão.
- Aos meus amigos Vinicius e Nerildo, companheiros incansáveis de odontologia plena.
- Aos meus sogros Edevalde e Renil, que nunca duvidaram da minha capacidade.

SUMÁRIO

1. LISTAS	p. 01
1.1. Lista de ilustrações	p. 03
1.2. Lista de abreviaturas	p. 07
2. RESUMO	p. 11
3. SUMMARY	p. 15
4. INTRODUÇÃO	p. 19
5. REVISÃO DA LITERATURA	p. 23
6. PROPOSIÇÃO	p. 37
7. MATERIAIS E MÉTODOS	p. 41
a) Obtenção dos modelos fotoelásticos	p. 41
b) Disposição e fixação dos implantes	p. 41
c) Confeção da prótese em "cantilever"	p. 42
d) Aplicação do carregamento	p. 43
e) Análise da tensões	p. 46
f) Obtenção dos dados	p. 49
8. RESULTADOS	p. 53
ANÁLISE ESTATÍSTICA	p. 73
9. DISCUSSÃO	p. 83
10. CONCLUSÃO	p. 93
11. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	p. 97

1 – LISTAS

1.1. LISTA DE ILUSTRAÇÕES

A – FIGURAS:

Figura 1 – Modelo em resina fotoelástica, com a prótese implanto-suportada em “cantilever”	p. 43
Figura 2 – Dispositivo mecânico de aplicação da carga oclusal	p. 45
Figura 3 – Esquema ilustrativo da aplicação do carregamento.....	p. 46
Figura 4 – Esquema ilustrativo da marcação dos pontos utilizados para a análise fotoelástica (vista lateral)	p. 50
Figura 5 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 5 mm no “cantilever”, com implantes de 11,5 mm.....	p. 54
Figura 6 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 5 mm no “cantilever”, com implantes de 13 mm.....	p. 55
Figura 7 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 5 mm no “cantilever”, com implantes de 15 mm.....	p. 56
Figura 8 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 5 mm no “cantilever”, com implantes de 18 mm.....	p. 57
Figura 9 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 10 mm no “cantilever”, com implantes de 11,5 mm.....	p. 59
Figura 10 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 10 mm no “cantilever”, com implantes de 13 mm.....	p. 60
Figura 11 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 10 mm no “cantilever”, com implantes de 15 mm.....	p. 61

Figura 12 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 10 mm no “cantilever”, com implantes de 18 mm.....	<i>p. 62</i>
Figura 13 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 15 mm no “cantilever”, com implantes de 11,5 mm.....	<i>p. 64</i>
Figura 14 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 15 mm no “cantilever”, com implantes de 13 mm.....	<i>p. 65</i>
Figura 15 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 15 mm no “cantilever”, com implantes de 15 mm.....	<i>p. 66</i>
Figura 16 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 15 mm no “cantilever”, com implantes de 18 mm.....	<i>p. 67</i>
Figura 17 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 20 mm no “cantilever”, com implantes de 11,5 mm.....	<i>p. 69</i>
Figura 18 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 20 mm no “cantilever”, com implantes de 13 mm.....	<i>p. 70</i>
Figura 19 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 20 mm no “cantilever”, com implantes de 15 mm	<i>p. 71</i>
Figura 20 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 20 mm no “cantilever”, com implantes de 18 mm.....	<i>p. 72</i>

B – GRÁFICOS:

Gráfico 1 – Valores de tensão gerada nos 14 pontos marcados nos modelos com carregamento a 5 mm.....	p. 53
Gráfico 2 - Valores de tensão gerada nos 14 pontos marcados nos modelos com carregamento a 10 mm.....	p. 58
Gráfico 3 - Valores de tensão gerada nos 14 pontos marcados nos modelos com carregamento a 15 mm	p. 63
Gráfico 4 - Valores de tensão gerada nos 14 pontos marcados nos modelos com carregamento a 20 mm.....	p. 68
Gráfico 5 – Histograma de frequência dos dados numéricos.....	p. 75
Gráfico 6 – Histograma de frequência dos resíduos	p. 76
Gráfico 7 - INTERVALO de 95% de CONFIANÇA para média do comprimento do “cantilever”	p. 78
Gráfico 8 - INTERVALO de 95% de CONFIANÇA para média do comprimento do “cantilever”	p. 79
Gráfico 9 - INTERVALO de 95% de CONFIANÇA para a média dos pontos nos modelos	p. 80

C – TABELAS

Tabela I - Médias da Variável Resposta Tensão	p. 74
Tabela II - Análise da Variância para o modelo da tensão	p. 77

1.2. LISTA DE ABREVIATURAS

CNC	- Comando Numérico Computadorizado
mm	- milímetro
N	- Newton
N	- ordem de franja
et al.	- et alli (colaboradores)
Ncm	- Newtons por centímetro
°	- grau
kg	- quilograma
AgPd	- prata-paládio
PdAu	- paládio-ouro
M	- magnitude
D	- direção
Inc.	- Incorporation
NC	- North Caroline
CA	- Califórnia
NY	- New York
PA	- Philadelphia
Ltd.	- Limitada
n	- ordem inteira de franja
LAB-SIM	- laboratório – setor integrado de manufatura
CEFET	- Centro Federal de Educação Tecnológica
r	- fração centesimal da franja
%	- por cento
$\sigma_x - \sigma_y$	- diferença de tensões entre eixos

2 – RESUMO

2 - RESUMO

Este estudo verificou a distribuição de tensões na mandíbula pela simulação dos esforços mastigatórios em próteses fixas em "cantilever" implanto-suportadas. Foram confeccionadas 12 réplicas de mandíbulas, a partir da usinagem de um bloco de resina fotoelástica PLM-4B (Photolastic Inc., Raleigh, USA), nos quais foram instalados um par de implantes Restore (Lifecore, Chaska, USA) individualmente. Fixou-se implantes de 4 mm de diâmetro, variando-se o comprimento dos mesmos, dividindo-os em 4 grupos: grupo I, um par de implantes de 11,5 mm de comprimento; grupo II, implantes de 13 mm de comprimento; grupo III, implantes de 15 mm e grupo IV, implantes de 18 mm. Estes implantes foram posicionados na região dos 2 pré-molares inferiores e sobre estes, foi confeccionada uma prótese fixa com pântico distal em "cantilever" que permitiu a aplicação do carregamento em 5, 10, 15 e 20 mm nesta extensão. O carregamento foi aplicado com um dispositivo mecânico e calibrado por um dinamômetro (89 N). Cada conjunto foi levado individualmente ao polariscópio de transmissão (Série 080) para a visualização e interpretação das franjas fotoelásticas, obtendo-se desta maneira, valores numéricos que correspondem a ordem de franja para cada ponto marcado previamente nas réplicas. Concluiu-se que: 1) Os quatro grupos testados apresentaram padrões semelhantes quanto à distribuição de tensão quando submetidos à carga de 89 N. Porém, diferiram quanto à intensidade. 2) Quanto mais distante o ponto de aplicação do carregamento no "cantilever", maior a tensão transmitida à resina fotoelástica. 3) A concentração de tensão mais evidente deu-se na região inter-implantes, independentemente do comprimento do implante ou do "cantilever".

Palavras-chave: Implante dental,
Fotoelasticidade
"Cantilever".

3 – SUMMARY

3 – SUMMARY

This study verified tension distribution in the mandibular bone by masticatory efforts simulation on cantilever implant supported fixed prosthesis. Twelve mandibular bone replicas were obtained by milling a photoelastic material block (PLM-4B, Photoelastic Inc., Raleigh, USA). A pair of Restore implants (Lifecore, Chaska, USA) was installed on each resin replica. Four millimeter in diameter implants of various lengths were fixated and were divided into 4 groups. Group I, a pair of 11,5 mm implants; Group II, a pair of 13 mm implants; Group III, a pair of 15 mm implants and Group IV, a pair of 18 mm implants. These implants were positioned on the lower second pre-molars region. A fixed prosthesis was fabricated with cantilever distal pontic and was placed over the implants, which allowed load application on 5, 10, 15 and 20 mm of the cantilever's extension. The load was applied with a mechanical device which was calibrated with a dynamometer at 89 N. Each set was individually taken to a transmission polariscope (Series 080) for visualization and interpretation of photoelastic fringes. Numerical values of fringes order were obtained for each pre-determined point in the replicas. It could be concluded that: 1) The four tested groups showed similar patterns of tension distribution when submitted to a 89 N load application. But they were different in relation to intensity. 2) The farther the point of load application on the cantilever, the greater the transmitted tension to the photoelastic resin. 3) There was a greater tension concentration at the inter-implant region, which did not depend on the implant or cantilever length.

Key words: dental implant, photoelasticity and cantilever.

4 - INTRODUÇÃO

4 - INTRODUÇÃO

Para os pacientes desdentados totais ou parciais, a substituição dos dentes ausentes é condição "sine qua non" para o restabelecimento da plenitude funcional do Sistema Estomatognático. A utilização de implantes ósseo-integrados para tal fim tornou-se difundida, principalmente nos casos de ausência dentária posterior, situação clínica comumente encontrada. Em 1977, BRÄNEMARK et al.² advogaram que a utilização de 5 ou 6 implantes anteriores como suporte para próteses fixas contendo extensões posteriores tipo "cantilever" é um procedimento com prognóstico favorável. Apesar desta afirmativa existem opiniões divergentes na literatura a esse respeito, questionando a longevidade destas reabilitações complexas (TEIXEIRA¹³, 1996). A terapia com implantes propicia ao paciente desdentado, vantagens incontestáveis como retenção, estabilidade, função e principalmente conforto (FEDERICK & CAPUTO⁴, 1996); porém algumas considerações quanto ao custo, o ato cirúrgico e a confecção da mesma devem ser analisados (ICHIKAWA, et al.⁵, 1996).

ASSIF et al.¹ em 1996 afirmaram que cada um dos componentes envolvidos numa reabilitação protética apresentam propriedades biomecânicas distintas. A distribuição das tensões formada em cada um destes no momento da aplicação das forças mastigatórias deve ser conhecida, assim como, sua configuração geométrica espacial. As diferenças nos módulos de elasticidade destes componentes resultará em diferentes padrões de deflexão no titânio que compõe o implante, na liga metálica da supra-estrutura utilizada na prótese e principalmente no rebordo residual sob tensão (JACOBS & VAN STEENBERGHE⁶, 1993).

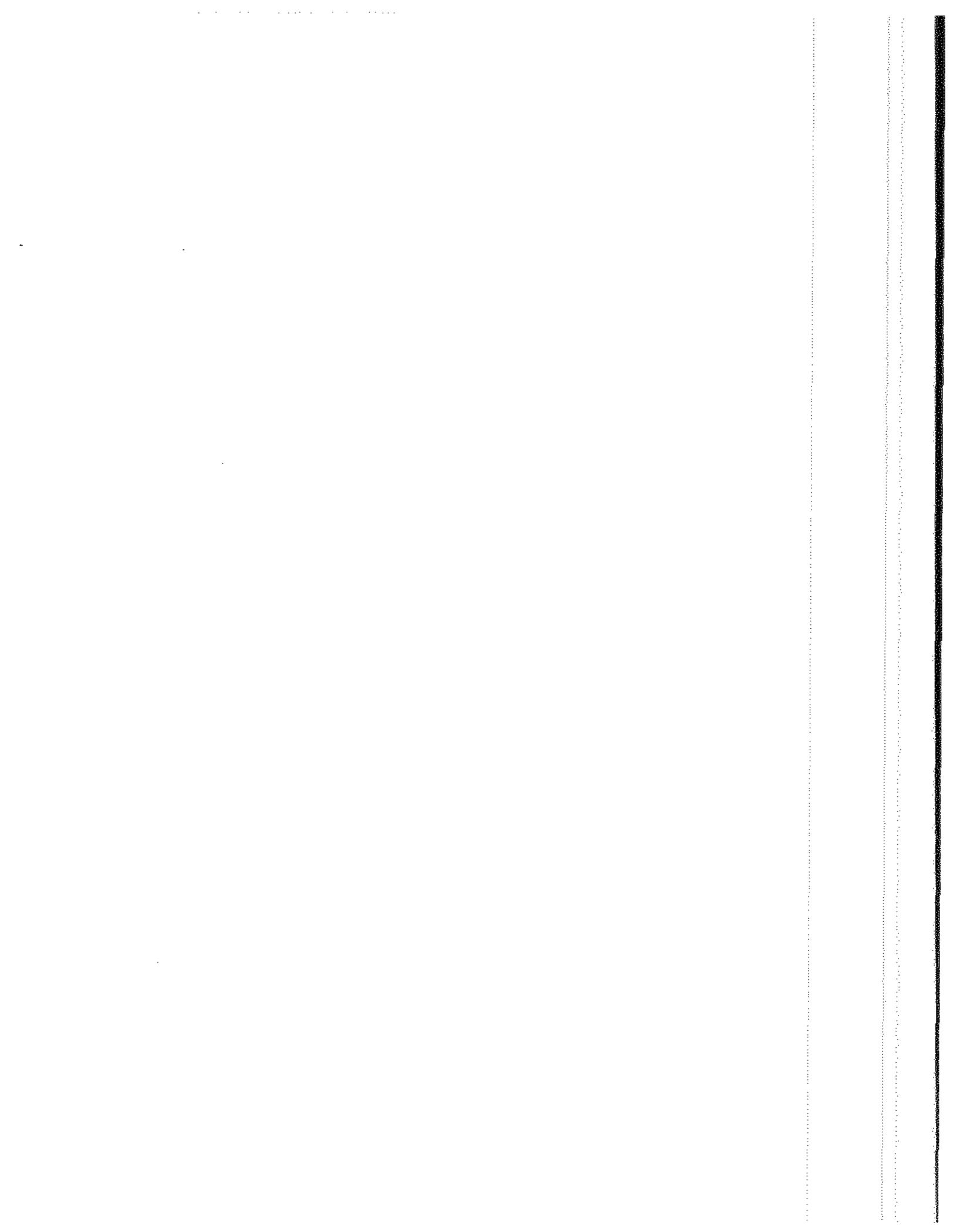
Segundo JACOBS & VAN STEENBERGHE⁶, 1993 a não observância aos princípios biomecânicos inevitavelmente leva muitos trabalhos protéticos ao insucesso. A

longevidade das reabilitações implanto-suportadas depende da manutenção da ósseo-integração e do osso marginal adjacente. Estes são dependentes da distribuição dos esforços mastigatórios, adequada função e saúde dos tecidos peri-implantares (PHILLIPS et al.⁸, 1994, SERTGÖZ & GÜVENER⁹, 1996).

O comprimento do "cantilever" é considerado um fator de aumento na concentração das cargas oclusais no pilar mais próximo ao espaço desdentado, e a resposta óssea frente à estas cargas varia em função do comprimento do implante que suporta a prótese fixa, afirmaram WHITE et al.¹⁷ e WASKEWICZ et al.¹⁵, ambos em 1994.

Embora a utilização da implantodontia esteja se tornando rotineira, não se deve extrapolar os sucessos a longo prazo obtidos com o protocolo de Brånemark et al.², pois sua aplicabilidade não é a mesma em segmentos parciais. Por isso, com o intuito de aprimorar os subsídios para um planejamento adequado das próteses com pilares implanto-suportados neste tipo de segmentos, propõe-se o presente a analisar tridimensionalmente a distribuição das tensões em mandíbulas com próteses implanto-suportadas com extensão distal, variando o ponto de aplicação do carregamento bem como o comprimento dos implantes.

5 - REVISÃO DA LITERATURA



5 - REVISÃO DA LITERATURA

A análise fotoelástica de tensões foi introduzida na odontologia, por NOONAN⁷ em 1949, que a utilizou para analisar bidimensionalmente as restaurações de amálgama quanto ao tipo de preparo cavitário. A partir deste trabalho, a análise de tensão com o uso da fotoelasticidade recebeu uma atenção maior no campo da odontologia restauradora.

SKALAK¹⁰, em 1983 analisou macroscopicamente a distribuição da tensão e os mecanismos de transferência de cargas; também observou ao microscópico a aposição de osso adjacente ao implante de titânio. Afirmou que um aspecto crítico que afeta o sucesso ou insucesso dos implantes é a maneira que a tensão mecânica é transferida do implante para o osso. Pela análise microscópica da superfície do titânio observou que a superfície rugosa e a porosidade dos implantes ósseo-integrados podem ter um efeito benéfico de embricamento mecânico, similar ao das roscas dos implantes parafusados numa escala macroscópica. Estes implantes parafusados são capazes de transmitir carga axial de tração ou compressão ao osso circunvizinho, primeiramente pela compressão das faces inclinadas da rosca. O autor demonstrou através de inúmeras equações matemáticas a distribuição de tensão na rosca do parafuso do implante. Pôde concluir que: 1) A aposição óssea no titânio é o fator essencial para permitir a transmissão de tensão do implante para o osso sem qualquer movimentação ou perda óssea. 2) O uso de implantes parafusados permite melhor embricamento mecânico com o osso. O implante cilíndrico pode precisar de algum tipo de adesivo para um desempenho satisfatório. 3) A distribuição de cargas verticais e laterais aplicadas numa prótese parcial fixa depende do número, disposição e dureza dos implantes

que a sustentam, bem como a forma e a dureza da prótese. Pônticos em "cantilever" distais de prótese parciais fixas aumentam a carga no pilar mais próximo ao "cantilever". 4) Uma conexão rígida de prótese parcial fixa aos pilares implantados propicia uma estrutura combinada que atua em conjunto com o osso, proporcionando maior resistência tanto ao implante quanto para o osso da mandíbula. 5) O implante ósseo-integrado propicia um contato direto com o osso, conseqüentemente transmitirá qualquer onda de tensão ou impacto aplicado sobre o pilar. Por isso, é indicado usar material resiliente, como é o caso dos dentes de resina acrílica. Este arranjo permite o desenvolvimento de uma estrutura forte e resistente com adequada proteção ao implante em toda superfície.

CLELLAND et al.³ em 1993, depararam-se com a problemática de que nem sempre os implantes são colocados na posição ideal para a reconstrução protética, pois inúmeras vezes quem dita este posicionamento é a morfologia óssea. Uma vez que a solução clínica para este tipo de problema tem sido a utilização de "abutments" pré-angulados, resolveram investigar o efeito destas angulações na distribuição da tensão e pressão ao redor dos implantes dentais. Selecionaram implantes de 3,8 X 10 mm da Steri-Oss (Steri-Oss, Anaheim, CA) com "abutments" cimentáveis de 0°, 15° e 20° de angulação. Cinco implantes foram incluídos em blocos de resina fotoelástica PL-2 (Measurements Group, Raleigh, NC) medindo 50 X 70 X 13 mm. A porção cervical do implante ficou ao nível da superfície superior do modelo para simular o relacionamento ideal entre implante e a crista óssea. Os blocos foram fixados e uma carga de 178 N foi aplicada axialmente sobre os implantes com um dinamômetro (Chatillon, Greenboro, NC). Cada modelo foi analisado e fotografado com filme de slide no polariscópio circular. As imagens das franjas fotoelásticas

foram traçadas numa grade e as ordens de franja foram interpretadas em 8 pontos. Foi realizada análise de variância (ANOVA) para determinar a existência de mudanças significativas nas ordens de franja para as diferentes angulações e posições. Foi fabricado um modelo adicional, com extensiômetros (WA-06-030WY-120, Measurements Group) embebidos na resina, para permitir uma determinação precisa da tensão normal nos pontos específicos nas diferentes angulações dos "abutments". Os dados numéricos coletados destes, estão em concordância com a interpretação visual da franjas isocromáticas. Concluíram que houve aumento da tensão e pressão estatisticamente significativo, à medida que aumentou a angulação do "abutment". Todas as três angulações produziram pressão que pareceram ser compatíveis com a fisiologia do osso. Os resultados fotoelásticos ilustraram todas as localizações e concentrações de tensões, contudo, mais dados quantitativos puderam ser obtidos pelo uso dos sensores nos vários pontos. Todos os valores de pressão e tensão foram determinados nos locais dos extensiômetros, aproximadamente a 4 mm dos implantes. Os maiores valores de tensão e pressão foram observados na região próxima ao implante.

O efeito do comprimento do "cantilever" na tensão transferida ao osso pelas próteses implanto-suportadas foi estudado por WHITE et al.¹⁷ em 1994. Salientando a necessidade de se conhecer melhor a biomecânica que envolve este tipo de prótese, e que estas estão fundamentadas principalmente em experiências clínicas ao invés de princípios determinados cientificamente, resolveram investigar o efeito do "cantilever" em mandíbulas com um modelo fotoelástico. O modelo foi obtido de uma mandíbula humana desdentada com reabsorção óssea moderada em resina PL-2 (Photolastic Inc., Raleigh, NC). Para

minimizar a concentração de tensão na base da mandíbula, durante a aplicação do carregamento a mesma foi apoiada numa base de sílica. Foram instalados na réplica, cinco implantes Bränemark (Nobelpharma, Gothenburg, Sweden) de 13 mm de comprimento na mandíbula. Sobre os implantes foi construída uma infra-estrutura metálica com um "cantilever" longo em uma liga de Pd-Cu-Ga-In-Au (A-37, Nobelpharma, Gothenburg, Sweden). Após a fundição a prótese foi cortada e soldada, evitando acúmulo de tensões. Sobre esta estrutura metálica foi colocada resina acrílica na qual foram feitas edentações em pontos previamente definidos. A mandíbula foi untada com óleo mineral para facilitar a visualização das franjas fotoelásticas no momento da aplicação do carregamento. O carregamento vertical foi aplicado com uma célula de carga de 89 e 134 N nos pontos de 5 em 5 mm até o mais distal a 30 mm; cada carregamento foi repetido para garantir a reprodutibilidade do teste. Concluíram que para todos os comprimentos de "cantilever" e configurações de carregamento testados, a maior tensão foi concentrada na crista marginal superficial distal do implante mais distalmente posicionado na arcada e do lado da aplicação do carregamento. O implante mais distal recebeu tensão duas ou três vezes maior que o segundo implante mais distal para todos os comprimentos de "cantilever". Um maior comprimento do "cantilever" não causou aumento proporcional da tensão. A concentração máxima de tensão ocorreu na porção coronária do implante; outras porções do implante desempenham um papel de resistência às forças aplicadas, particularmente as forças não axiais. Finalizaram afirmando que é possível que o uso mais criterioso do "cantilever" possa aumentar a margem de sucesso das próteses mandibulares implanto-suportadas.

WASKEWICZ et al.¹⁶, em 1994 fizeram uma análise fotoelástica da distribuição da tensão transmitida ao osso por uma prótese fixa implanto-suportada. Este estudo comparou o padrão de tensão gerado ao redor dos implantes com encaixe passivo e não-passivo da supra-estrutura. Simularam a curva de uma mandíbula humana usinando um bloco de resina fotoelástica (CP5-4290, Hysol, Olcan, NY), em dimensões uniformes (4 X 1,3 X 11 cm) em seguida, foi polida com pedra pomes e água. Na superfície superior do modelo foram instalados 5 implantes de 3,75 X 10 mm (Brånemark), sendo um na linha mediana e os outros colocados equidistantemente a 7 mm. Realizaram as perfurações utilizando uma seqüência de brocas com lubrificação de um "spray" (Dentalube, Syntex Dental, Valley Forge, PA), e fixaram os implantes com torque de motor elétrico. Fixaram "abutments" de 4 mm de comprimento com um torque de 20 Ncm. Confeccionaram uma supra-estrutura conectando cilindros de ouro de 3 mm com extensões laterais feitas em resina acrílica sobre os "abutments". Estas foram unidas com resina acrílica autopolimerizável, enceradas, incluídas, fundidas e fixadas sob os implantes com um torque de 10 Ncm. Foi observado um pequeno movimento da supra-estrutura sob pressão dos dedos, por esta razão foi considerada de maneira não-passiva. A supra-estrutura foi apertada de três maneiras diferentes. Cada maneira foi repetida por cinco vezes e fotografada. Em seguida a peça metálica foi seccionada para posterior soldagem e a análise de tensão foi repetida. Os resultados demonstraram que o aperto de uma supra-estrutura não-passiva aos abutments geraram concentração de tensão ao redor dos implantes. Em contra partida quando a supra-estrutura foi seccionada e soldada foi obtido um relacionamento com ausência de tensão. A maior área de tensão ficou localizada entre o terço médio de cada implante, com tensões no ápice e na cervical. Concluíram afirmando que a eficiência biomecânica dos implantes pode

ser alterada pela localização, número de implantes instalados e a variação na qualidade e quantidade de osso. E ainda, o tamanho, a forma, o biomaterial (por exemplo, jateamento da superfície do titânio com hidróxi-apatita), e a textura de superfície poderiam afetar a interação da tensão biomecânica.

WANG et al.¹⁶, em 1996 investigaram a distribuição de tensão nos pilares e no osso alveolar da mandíbula em próteses parciais fixas com pânticos posteriores em "cantilever" utilizando o método fotoelástico. Avaliaram o efeito do comprimento méso-distal do pântico e também o comprometimento do suporte periodontal do pilar distal. Três diferentes modelos fotoelásticos foram construídos simulando o quadrante inferior direito contendo dentes até o segundo pré-molar. Os três simularam situações de perda óssea em diferentes níveis (I - nível ósseo normal, II - moderada perda óssea, III - perda óssea severa). Sobre os dentes pilares foi construída uma supra-estrutura metálica em liga de Paládio através de procedimentos laboratoriais convencionais. Nesta supra-estrutura foram marcados pontos sobre os quais foi aplicado um carregamento de 78,4 N que foi repetido por 6 vezes em cada um destes, no campo do polariscópio. Concluíram que o comprimento méso-distal da superfície oclusal do pântico em "cantilever" é o ponto chave para diminuir a tensão no pilar distal. Salientaram que após o aumento da reabsorção do osso alveolar no pilar distal o centro de rotação move-se apicalmente e fica evidenciado um significativo aumento de tensão neste pilar. Pelo padrão de distribuição das tensões a maior força é transmitida ao pilar distal.

YANG et al.¹⁸, em 1996 utilizando um modelo de elemento finito bidimensional estudaram o comportamento mecânico de próteses parciais fixas com “cantilever” em osso de suporte normal e reduzido. O modelo de elemento finito foi construído a partir do traçado de uma imagem radiográfica tomada de uma prótese parcial fixa de três pilares com “cantilever” na região de pré-molar periodontalmente sadia. Foram feitas variações neste modelo na relação coroa/raiz em 1:1,7 e 1:0,5 simulando mudanças no nível do suporte ósseo para comparar a indução de tensão no periodonto normal e reduzido. Variou-se o número de pilares implantados em 1, 2 e 3. Variou-se também o número de pânticos em “cantilever” 1 e 2. Foi aplicado um carregamento de 1 kg com inclinação de 15° nas fossas, cristas marginais e cúspides dos dentes. A maior tensão na prótese com “cantilever” distal foi registrada no retentor e pilar mais distal. O “cantilever” duplo aumentou significativamente a magnitude da tensão máxima. Um “cantilever” produz um sistema de alavanca classe I que altera drasticamente a direção e a magnitude das forças aplicadas nos pilares. O suporte ideal de osso e espiantagem em mais de um pilar decrescem a magnitude da concentração de tensão, porém não resultam em redução proporcional da tensão no periodonto. Verificaram que as forças transmitidas pelos pânticos em “cantilever” causaram deflexão e movimento rotacional nos pilares. Pânticos longos causaram torque distal, aumentaram a deflexão e mostraram maior concentração de tensão. Puderam concluir neste estudo: a) maior concentração de tensão foi verificada ao redor do conector da prótese fixa e o pilar mais próximo do “cantilever”. b) o osso de suporte reduzido aumenta a deflexão e a concentração de tensão. c) há redução do deslocamento e da concentração de tensão quando os dentes são espiantados. d) o aumento do número de dentes espiantados não

resultam em redução proporcional da tensão no periodonto. e) pânticos longos em "cantilever" causaram torção distal e significativo aumento de tensão.

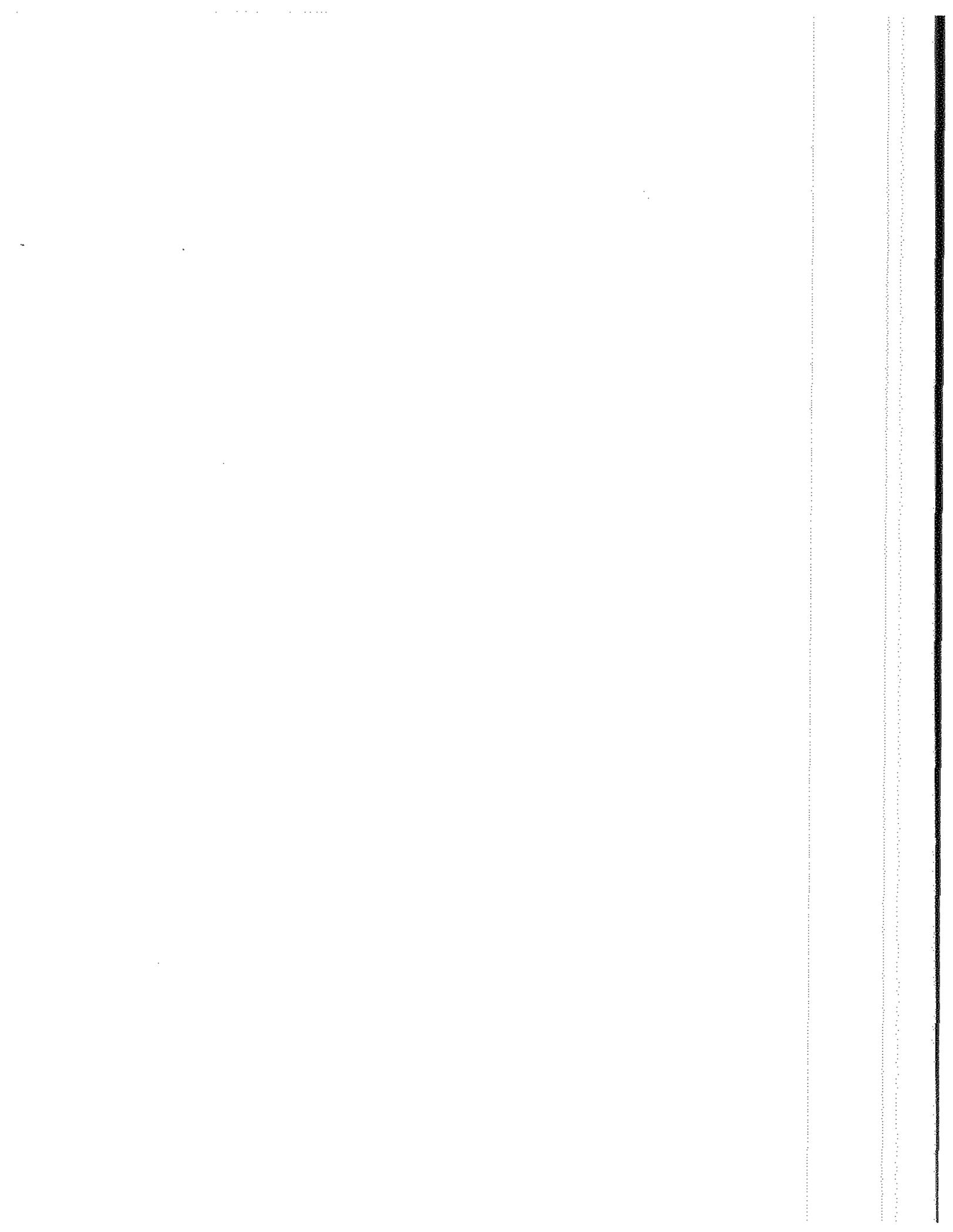
Também em 1996, ASSIF et al.¹ estudaram simultaneamente a transmissão de cargas e a distribuição de tensões através da colocação de implantes ósseo-integrados na mandíbula, para suporte de uma prótese fixa com pântico em balanço bilateral, utilizando a fotoelasticidade e extensômetros. Neste estudo, a mandíbula foi representada por um modelo fotoelástico PLM-4B (Vishay Measurement Group Inc., Raleigh, NC). Cinco perfurações foram feitas para colocação das réplicas dos implantes (Nobel-pharma, Nobel Industries, Göteborg, Sweden), que foram definidas pela correlação com 46 casos clínicos e, posteriormente as réplicas foram cimentadas nestas cavidades. Uma supra-estrutura foi fundida unindo os implantes apresentando pântico em balanço bilateral. Sobre esta estrutura foram fixados sete extensômetros. Uma força vertical foi aplicada sobre o topo de cada implante e também no pântico em balanço, com carga de 7,5 kg, através de um aparelho mecânico. O modelo experimental deste estudo mostrou que a máxima tensão na supra-estrutura metálica ficou concentrada na área do pântico em balanço, na região distal do último pilar. Concluíram mostrando que existe uma correlação direta entre a distribuição da tensão na supra-estrutura metálica com as estruturas de suporte ao redor do implante. A carga transferida e a distribuição da tensão têm relação direta com a distância dos componentes da restauração do ponto de aplicação da carga, para cada carga isoladamente. A maior distorção foi registrada nos dois extensômetros próximos ao ponto de aplicação da carga e ao redor dos dois implantes correspondentes.

TASHKANDI et al.¹² em 1996 fizeram análise de tensões em locais selecionados no osso de uma prótese fixa implanto-suportada com "cantilever". Obtiveram o modelo experimental de osso de costela bovino, sob o qual foram instalados três implantes Brånemark de 13 X 4 mm simulando um situação de ósseo-integração. Nesta superfície óssea foram fixados seis extensômetros. Sobre os implantes foi confeccionada uma supra-estrutura metálica em liga de PdAu com 30 mm de comprimento de "cantilever" (com largura de 6 e espessura de 5 mm). Sobre esta foi aplicada uma carga vertical de 10 e de 20 libras utilizando uma máquina Instron, em seis diferentes pontos (no longo eixo do implante mais distal e de 5 em 5 mm no "cantilever"). Cada carregamento foi repetido 5 vezes no mesmo ponto para permitir a reprodutibilidade dos extensômetros. A análise dinâmica dos extensômetros mostrou que independentemente do comprimento do "cantilever", um aumento significativo da tensão ocorreu no osso circunvizinho ao ápice do implante mais distal. Existe diferença significativa entre a máxima tensão ocorrida em todos os extensômetros quando comparados com a tensão máxima ocorrida no extensômetro do ápice do implante mais distal. Os resultados mostraram que há diferença significativa do aumento de tensão observado no pilar mais distal com o aumento do comprimento do "cantilever". Concluíram que: 1) A maior intensidade de tensão máxima ocorreu ao redor do ápice do implante mais distal quando este estava em contato com o osso cortical. 2) Houve diferença significativa na tensão máxima que ocorreu em todos os extensômetros quando o comprimento do "cantilever" foi aumentado de 0 para 5, 10 15, 20 e 25 mm. 3) Apesar da magnitude da tensão ser aumentada quando a carga foi aumentada de 10 para 20 libras, o padrão de tensão nos vários extensômetros permaneceram inalterados.

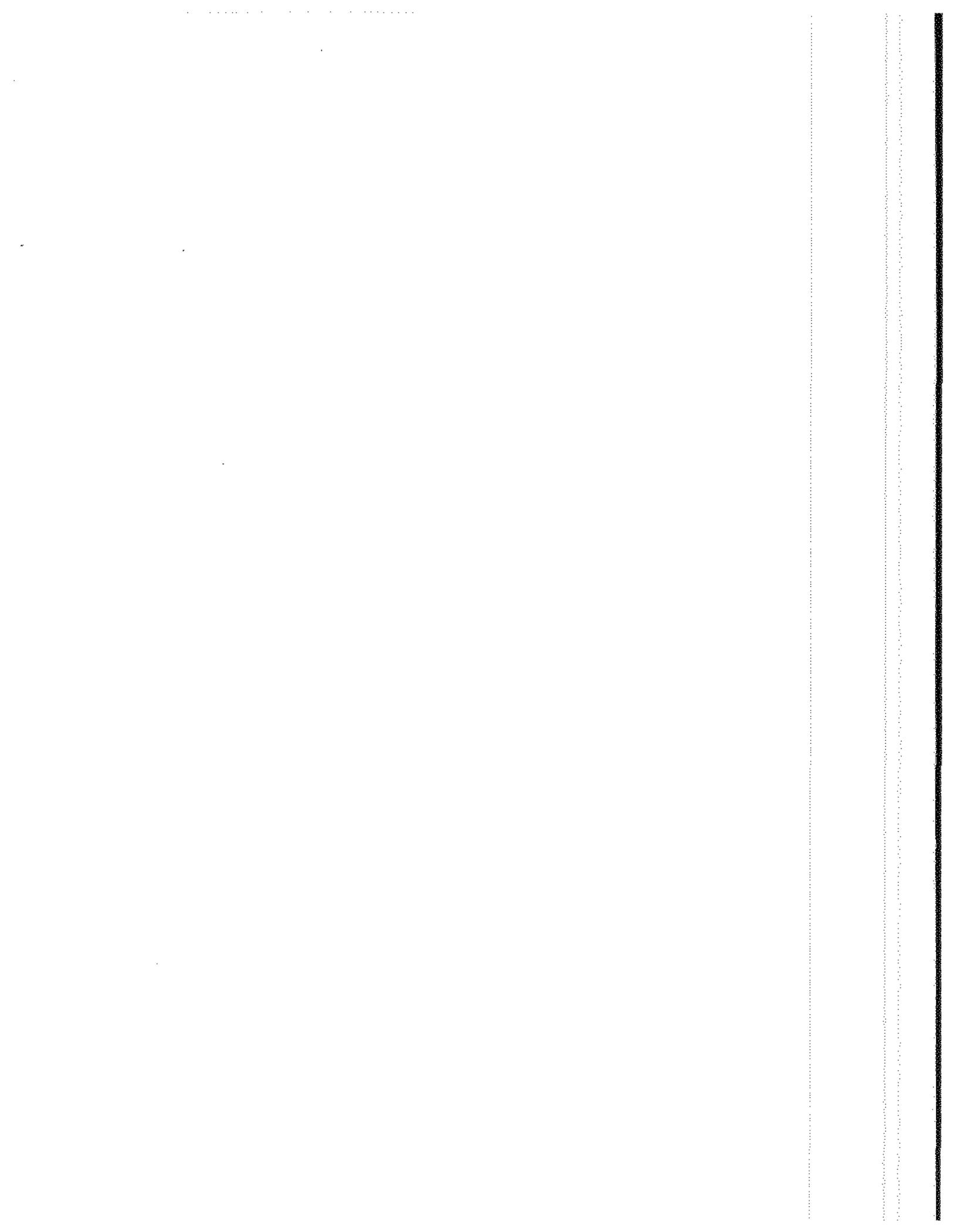
Observando a existência de opiniões conflitantes a respeito das próteses parciais fixas com "cantilever", STOCKTON¹¹ em 1997 fez uma completa revisão da literatura. Analisou que os princípios básicos da prótese convencional, como biomecânica, distribuição de tensão e limitação fisiológica das estruturas de suporte são os mesmos para a prótese com "cantilever", porém são mais críticos. Sobre oclusão: percebeu que o pilar mais próximo ao pântico recebe 50% das forças de compressão, enquanto o pilar mais distante recebe mais forças de tração. O "cantilever" deve ter um mínimo de dois pilares e comprimento máximo de pântico de uma unidade. Deve ser obtida oclusão que permita a redução de tensão sobre o pântico, fazendo com que apenas na parada cêntrica toque no pântico, e não ocorra contato nas desoclusões laterais. Deve haver redução da mesa oclusal para minimizar as cargas transferidas ao pilar. Num trabalho utilizando a fotoelasticidade concluiu-se que: as próteses parciais fixas com "cantilever" na mesial neutralizam melhor as cargas oclusais que os distais, também que o comprimento da raiz do pilar é crítico para a sobrevivência da prótese e ainda que o "cantilever" gera força lateral ao periodonto independentemente do tamanho e da anatomia da raiz do pilar. Contatos prematuros devem ser evitados; o prognóstico melhora se o pilar possuir raízes longas com favorável suporte alveolar; os pilares preparados devem ter comprimento adequado e paredes paralelas e ainda com caixas e sulcos quando se fizer necessário. As dimensões indicadas: altura mínima de 5 mm e largura de 4 mm. Os conectores devem ter espessura suficiente para assegurar resistência e rigidez para não se deformar ou fraturar sob tensão. Sobre a aplicabilidade clínica: enfatizou a necessidade de analisar as condições bucais de cada paciente em particular, além dos aspectos técnicos. Os "cantileveres" são especialmente indicados na substituição de próteses parciais removíveis. O risco de fratura aumenta 4

vezes se o pilar apresentar tratamento endodôntico. Deve ser evitado em bruxômanos. Concluiu sua revisão enfatizando que, com suporte apropriado e observância dos princípios biomecânicos, uma prótese com “cantilever” pode ser um trabalho clínico para muitos anos.

Como pode ser visto, por esta revista da literatura, muitas pesquisas ainda são necessárias com a finalidade de elucidar alguns pontos até o momento dúbios. Há a necessidade de estudos adicionais sobre qual a melhor relação de comprimento dos pilares implantados e do comprimento do braço distal de alavanca das supra-estruturas de próteses fixas.

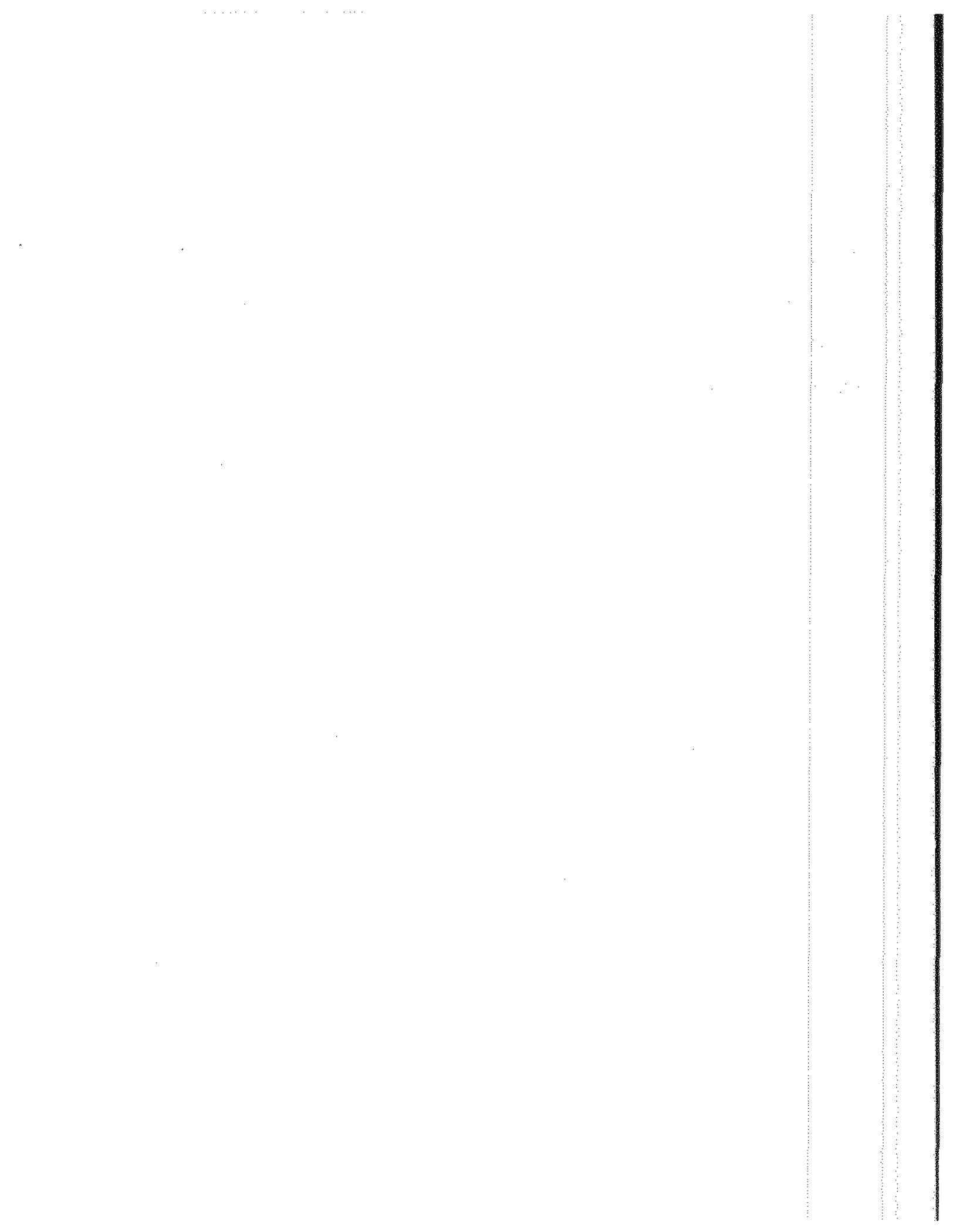


6 - PROPOSIÇÃO

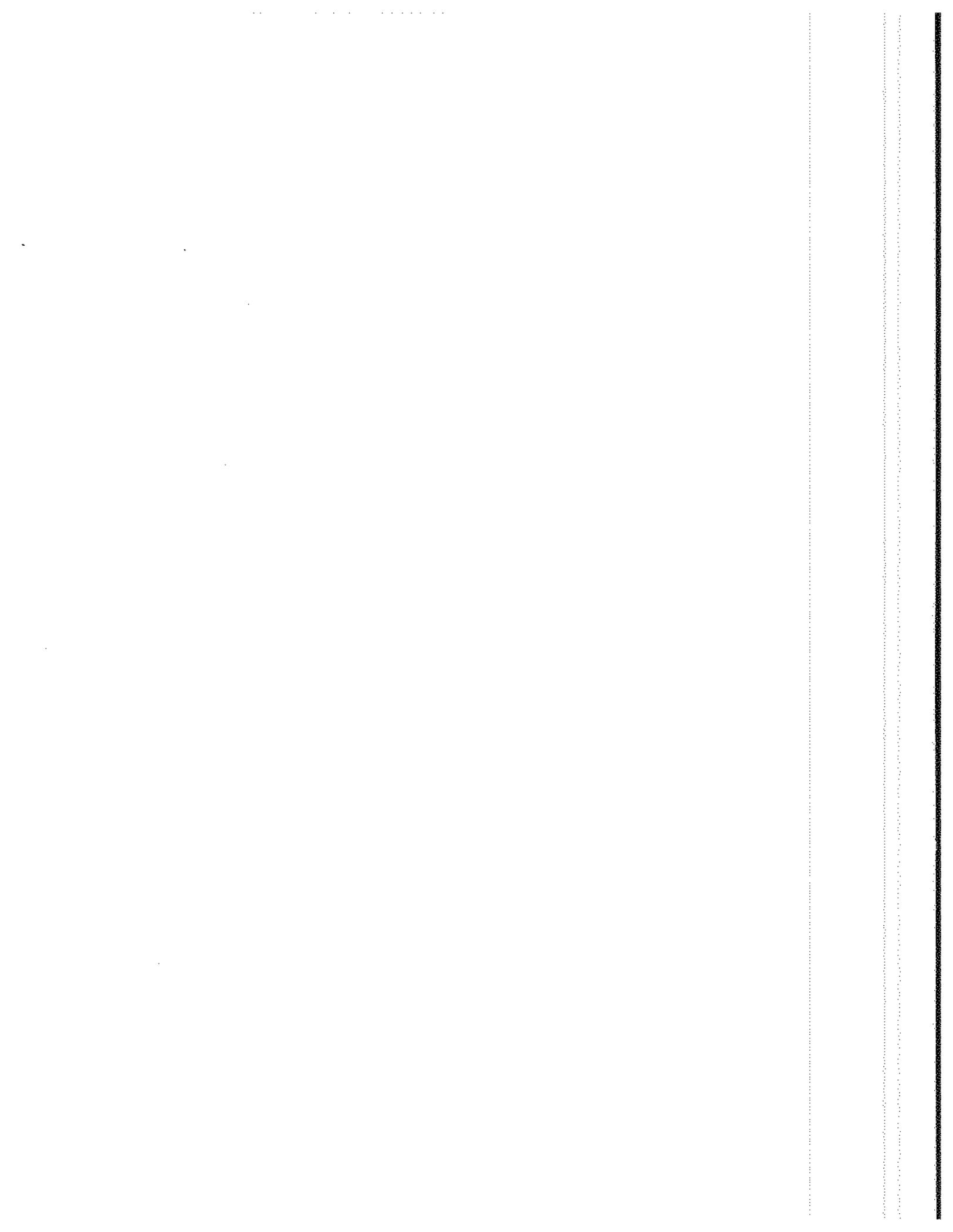


6 - PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como propósito o estudo, em caráter laboratorial, da distribuição das tensões em réplicas de mandíbulas pela simulação do esforço mastigatório em prótese fixa implanto-suportada com pântico distal em “cantilever”. Para tanto foi utilizado o método da fotoelasticidade. Variando-se o comprimento dos implantes e o ponto de aplicação do carregamento.



7 - MATERIAIS E MÉTODOS



7 - MATERIAIS E MÉTODOS

A análise fotoelástica é muito útil em odontologia para a avaliação de tensões de alguns sistemas complexos, como é o caso de próteses implanto-suportadas. Este tipo de análise é comprovadamente válido, consistindo na duplicação de um objeto em resina fotoelástica, na exposição deste a um determinado tipo de carregamento e na análise fotográfica dos padrões das franjas fotoelásticas desenvolvidas no modelo fotoelástico através de filtros polarizadores (NOONAN⁷, 1949).

a) OBTENÇÃO DOS MODELOS FOTOELÁSTICOS:

Foram confeccionados modelos simplificados de mandíbulas. O desenho do modelo foi gerado utilizando-se o software SOLIDWORKS PLUS 97 (Solidworks Corp., Concord, Massachusetts). Este modelo gráfico gerado foi transformado em coordenadas do Comando Numérico Computadorizado (CNC), donde a partir deste programa as peças fotoelásticas foram usinadas no aparelho TRIAC PC (Denford Machine Tools Ltd., Birds Royd, Brighouse West Yorkshire). Doze modelos fotoelásticos idênticos foram usinados na forma de uma ferradura com secção retangular, com 35 mm de altura por 20 mm de largura, a partir de um bloco de resina fotoelástica PLM-4B (Photolastic Inc., Raleigh, USA)(ASSIF et al.¹, 1996), medidas estas correspondentes a uma mandíbula humana de tamanho médio.

b) DISPOSIÇÃO E FIXAÇÃO DOS IMPLANTES:

Na face superior dos modelos, ou seja, na superfície oclusal do lado direito das réplicas de mandíbula foram marcados dois pontos centralizados, para posicionamento dos implantes, instalados na região correspondente aos dois pré-molares (1^o e 2^o). Os modelos

foram fixados na mesa do aparelho, de maneira que as brocas os perfurassem perpendicular e paralelamente entre si. Foi utilizado um par de implantes auto-rosqueáveis (Restore - Lifecore Precision Dental Implants Systems, Chaska, USA) de 4 mm de diâmetro para cada modelo fotoelástico. Utilizou-se para o estudo, quatro grupos contendo três mandíbulas em cada um, na qual variou-se o comprimento dos implantes entre modelos:

- Grupo I, um par de implantes de 11,5 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro;
- Grupo II, um par de implantes de 13 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro;
- Grupo III, um par de implantes de 15 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro e
- Grupo IV, um par de implantes de 18 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro.

No processo de perfuração das peças fotoelásticas foi utilizado o jogo de brocas do próprio sistema de implantes, conseqüentemente fazendo a simulação da perfuração cirúrgica. A seqüência para a instalação dos implantes ósseo-integrados, bem como a confecção das roscas nas peças seguiu rigorosamente o protocolo indicado pelo fabricante, excetuando-se apenas os cuidados com a esterilização. A situação de ósseo-integração foi simulada pelo embricamento mecânico das roscas dos implantes na resina fotoelástica.

c) CONFECÇÃO DA PRÓTESE EM "CANTILEVER":

Os implantes foram rosqueados no interior das peças fotoelásticas até que sua porção cervical ficasse ao nível da superfície, simulando o relacionamento ideal do implante com a crista óssea. Sobre estes, foi parafusado um "abutment" tipo UCLA plástico (Restore - Lifecore Precision Dental Implants Systems, Chaska, USA), contendo anel de ouro na base. Estes componentes plásticos foram unidos entre si através de técnica convencional de

enceramento, além de apresentar uma extensão em “cantilever” para distal. Esta peça foi incluída e sobrefundida em liga metálica PdAg (PORS-ON 4, Degussa, Frankfurt, Germany). Finalmente foi dado o acabamento e o polimento da peça, parafusando-a em sua posição (fig. 1).

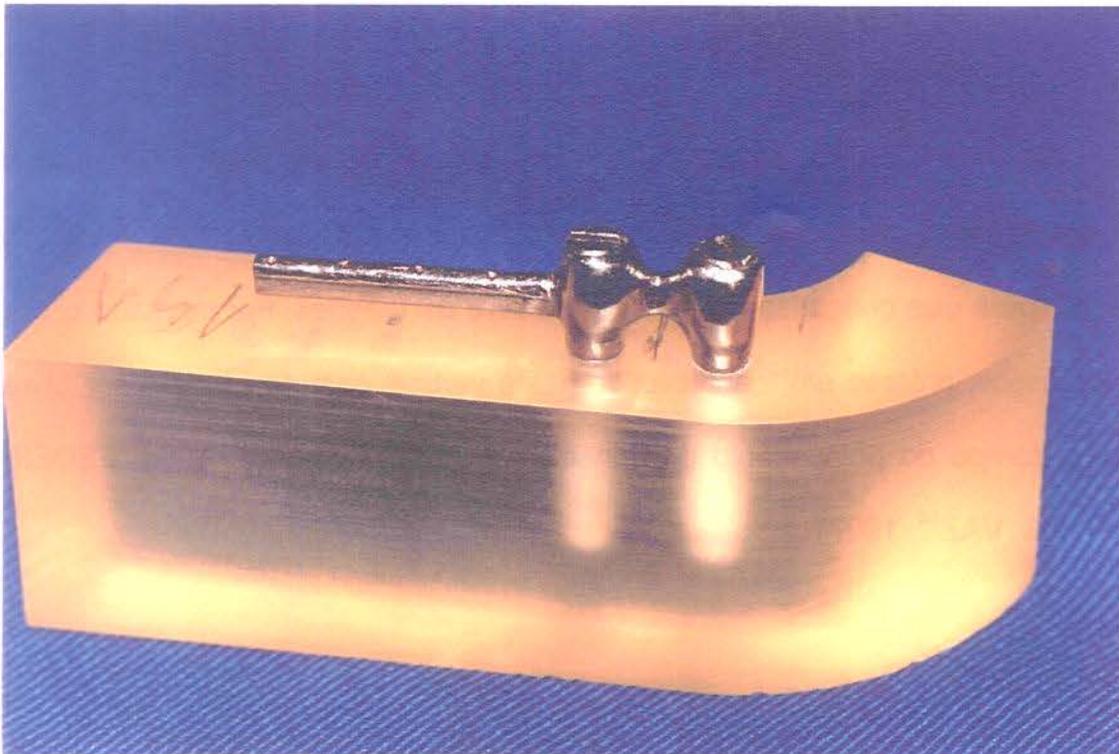


Figura 1 – Modelo em resina fotoelástica, com a prótese implanto-suportada em “cantilever”.

d) APLICAÇÃO DO CARREGAMENTO:

Na extensão distal da barra em “cantilever” foram feitas edentações distantes 5, 10, 15 e 20 mm do implante colocado mais distalmente na peça fotoelástica. Nestes pontos foram aplicados os carregamentos que simularam as cargas oclusais provenientes das forças mastigatórias. Foi utilizado para realização do ensaio de análise de tensões o aparelho **080 Series Polariscope** (Measurements Group, Raleigh) com um aplicador de

carga (**Mechanical Force Gage**, modelo **082B**) do mesmo fabricante, auxiliado pôr um dispositivo mecânico para aplicação de cargas criado pelo **LAB-SIM** do **CEFET-PR** como mostra a ilustração (fig. 2). Para tanto foi calibrado uma carga padrão de 89 N (WHITE et al.¹⁷, 1994). Segundo afirmações de TASHKANDI et al.¹², 1996 a qualidade óssea freqüentemente observada em arcadas mandibulares permitem uma extensão em “cantilever” de 15 a 20 mm.

Algumas peças fotoelásticas ao serem observadas no polariscópio apresentavam tensões residuais, as quais foram eliminadas antes de se executar o carregamento, para que chegassem a um estado livre de tensões. Foi montado o conjunto: modelo fotoelástico, prótese em “cantilever” e haste vertical com carga para ser observado no interior do campo do polariscópio de transmissão (WHITE et al.¹⁷, 1994; FEDERICK & CAPUTO⁴, 1996, VAZ¹⁴, 1997).

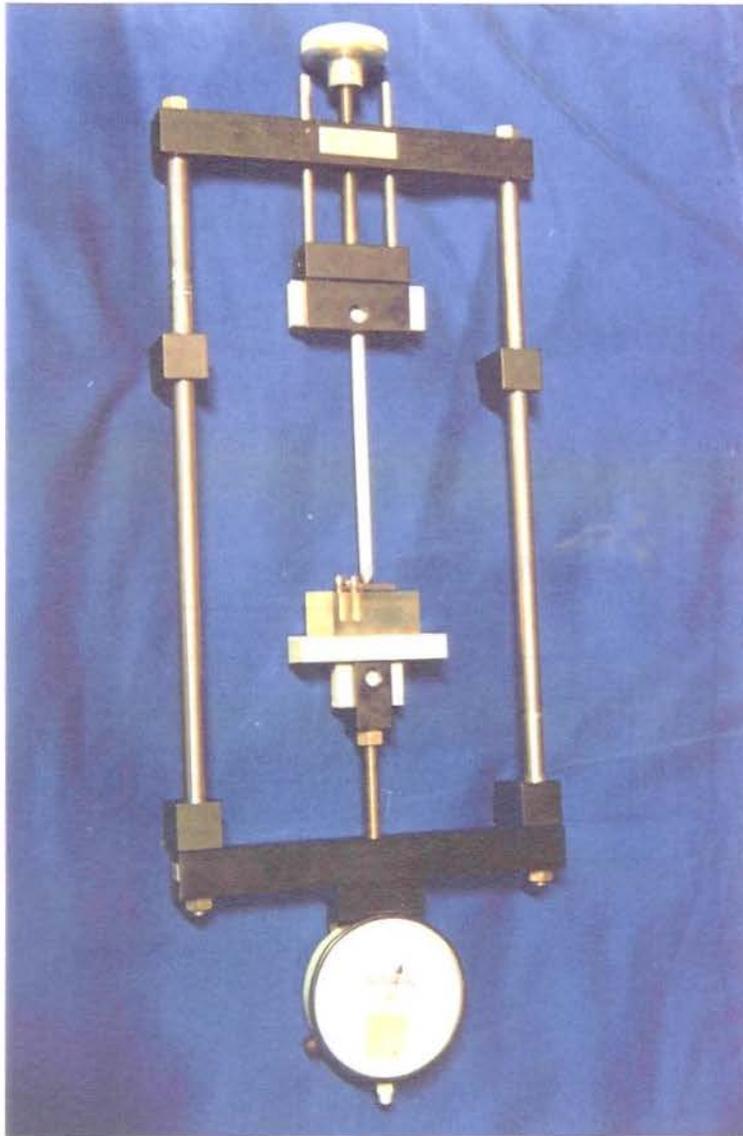


Figura 2 – Dispositivo mecânico de aplicação da carga oclusal

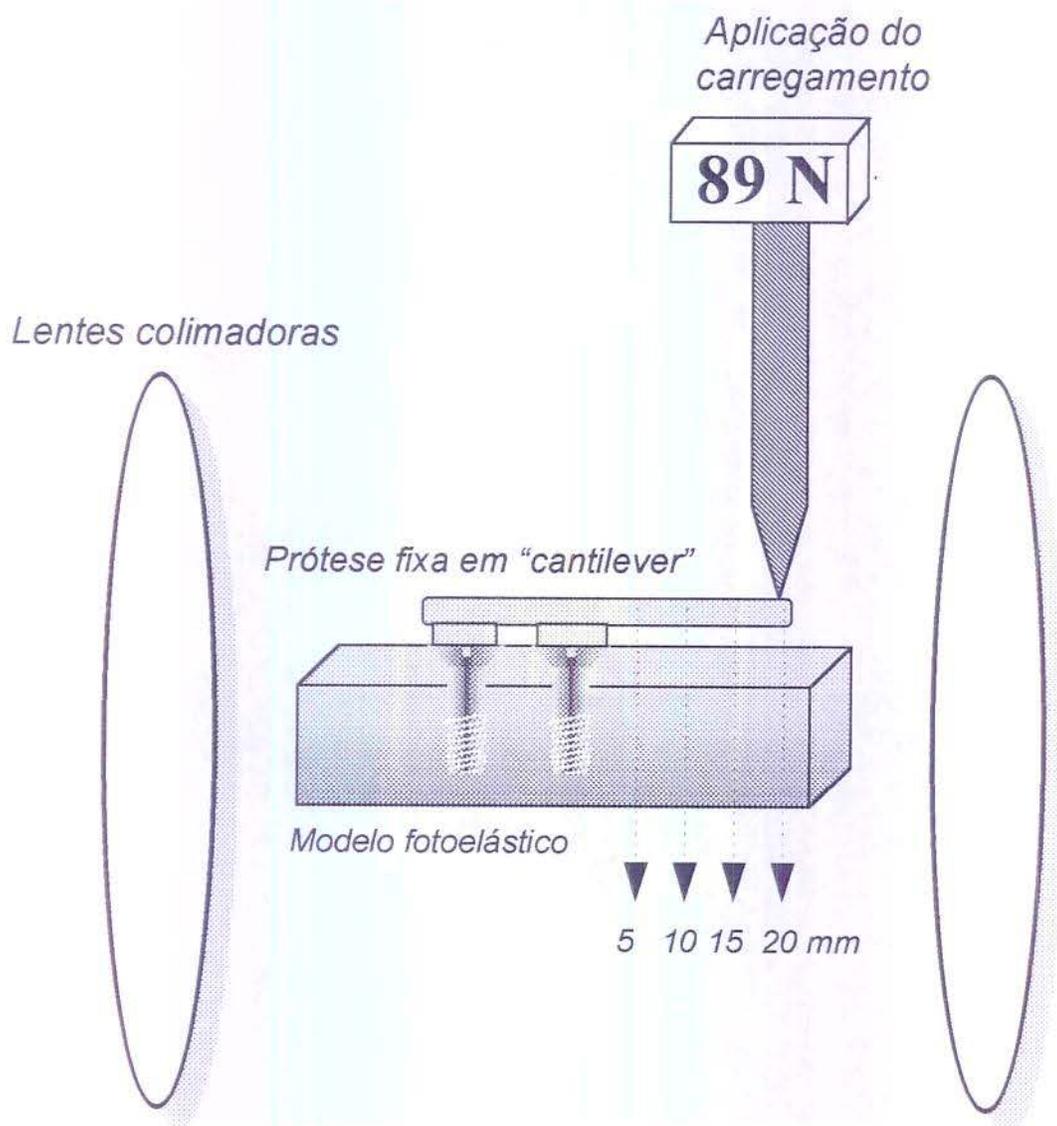


Figura 3 – Esquema ilustrativo da aplicação do carregamento.

e) ANÁLISE DAS TENSÕES:

Os modelos foram cortados na linha mediana para favorecer a passagem do feixe de luz polarizada, facilitando de sobremaneira a visualização e interpretação das franjas fotoelásticas. Também foram untadas com óleo mineral para evitar a refração da luz vinda da fonte luminosa. Em seguida, todo o conjunto montado foi colocado sobre um retroprojektor.

PROCEDIMENTO DE MEDIÇÃO

A medição das ordens das franjas foi realizada pelo método de compensação de Tardy, que consiste dos seguintes passos:

1) Com as lentes de retardação de $\frac{1}{4}$ na posição M (magnitude), examina-se a área tensionada a ser medida. Determina-se a ordem inteira das franjas (0,1,2,3,etc.) no modelo e marca-se cada franja com sua respectiva ordem.

2) Selecionam-se os pontos específicos onde a tensão seria medida, então, marca-se cada um destes pontos no modelo fotoelástico com um lápis de grafite 0,5 mm. Numera-se os pontos de medição.

3) Move-se as lentes de retardação de $\frac{1}{4}$ para a posição D (direção). Esta é a posição de observação das franjas isoclínicas.

4) Solta-se o pino de direção e gira-se o polariscópio para trás e para frente formando um pequeno ângulo. Nesta etapa pode-se observar as franjas isoclínicas pretas se movendo com a rotação. Cuidadosamente, gira-se o polariscópio até que o primeiro ponto a ser medido coincida com a parte mais escura de uma franja isoclínica preta. Nesta etapa, os eixos do polariscópio estão coincidindo com as direções das principais tensões do ponto em questão.

5) Coloca-se as duas lentes de retardação de $\frac{1}{4}$ de onda na posição M, eliminando desta forma as franjas isoclínicas.

6) Girando-se agora apenas a lente no sentido horário, pode-se notar que as franjas isocromáticas se movem durante a rotação. Deve-se persistir com a rotação até que uma franja coincida com o ponto de medição. Em seguida, com a franja bem centralizada no ponto, faz-se a leitura de r (expressa em centésimos de franja) checando a escala de compensação.

7) Se, ao girar a lente no sentido horário, uma franja de ordem menor se aproximar do ponto, então o valor total da franja neste ponto será:

$$N = n + fraction = n + r \quad (N \text{ é positivo})$$

Se a franja que se aproxima do ponto for uma de maior ordem ($n+1$) na rotação horária da lente, o valor total da franja neste ponto será:

$$N = - (n + 1 - fraction)$$

$$N = - (n + 1 - r) \quad (N \text{ é negativo})$$

8) Empregando-se as convenções de sinais expostas no item 7, calculou-se a diferença das principais tensões em cada ponto de medição como se segue:

$$\sigma_x - \sigma_y = \frac{C.N}{t}$$

onde: *C* - coeficiente de tensão ótica do modelo

t - espessura do modelo

N - ordem da franja medida

As medições nos modelos foram feitas primeiramente sem carga no “cantilever” da prótese. A carga de 89 N foi aplicada posteriormente.

f) OBTENÇÃO DOS DADOS:

Para a obtenção dos valores numéricos correspondentes as ordens de franja foram marcados 14 pontos nos modelos. Pontos distantes da superfície oclusal em 5, 10, 15 e 20 mm, posicionados na mesial, entre eles, na distal e ainda no ápice dos implantes (VAZ¹⁴, 1997) (Fig. 4).

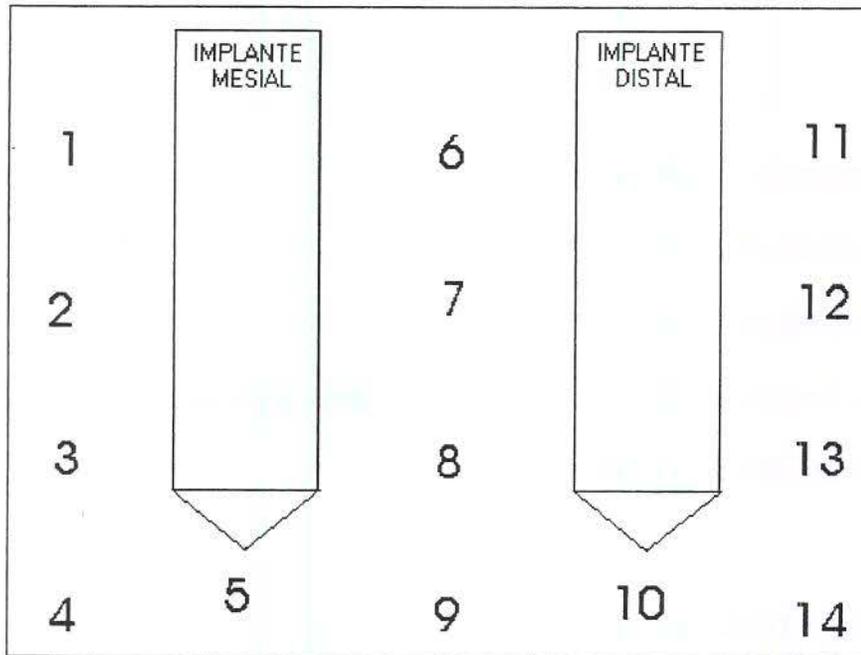
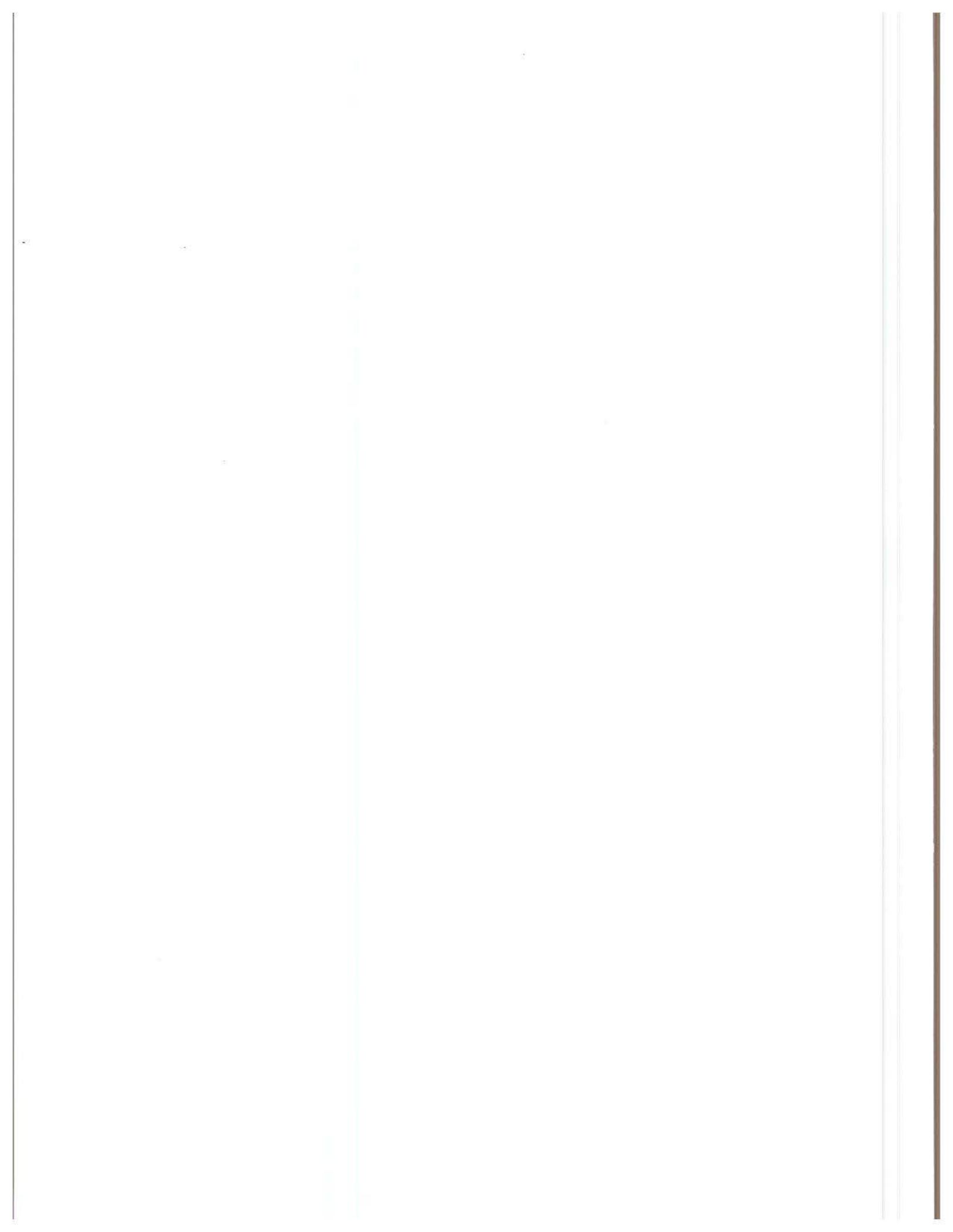


Figura 4 – Esquema ilustrativo da marcação dos pontos utilizados para a análise fotoelástica (vista lateral).

8 – RESULTADOS



8 – RESULTADOS

Os valores numéricos dos 14 pontos marcados previamente nos modelos fotoelásticos foram obtidos através do feixe de luz polarizada que cruzava os mesmos no interior do campo do polariscópio de transmissão. Estes foram dispostos nos gráficos (1, 2, 3 e 4 respectivamente), no eixo X. Os valores das tensões foram ordenados no eixo Y, aos quais foram obtidos pelo método de Tardy, descrito anteriormente. Nos gráficos seguintes estão explícitos os valores das médias das tensões obtidas nos grupos, para cada ponto especificamente.

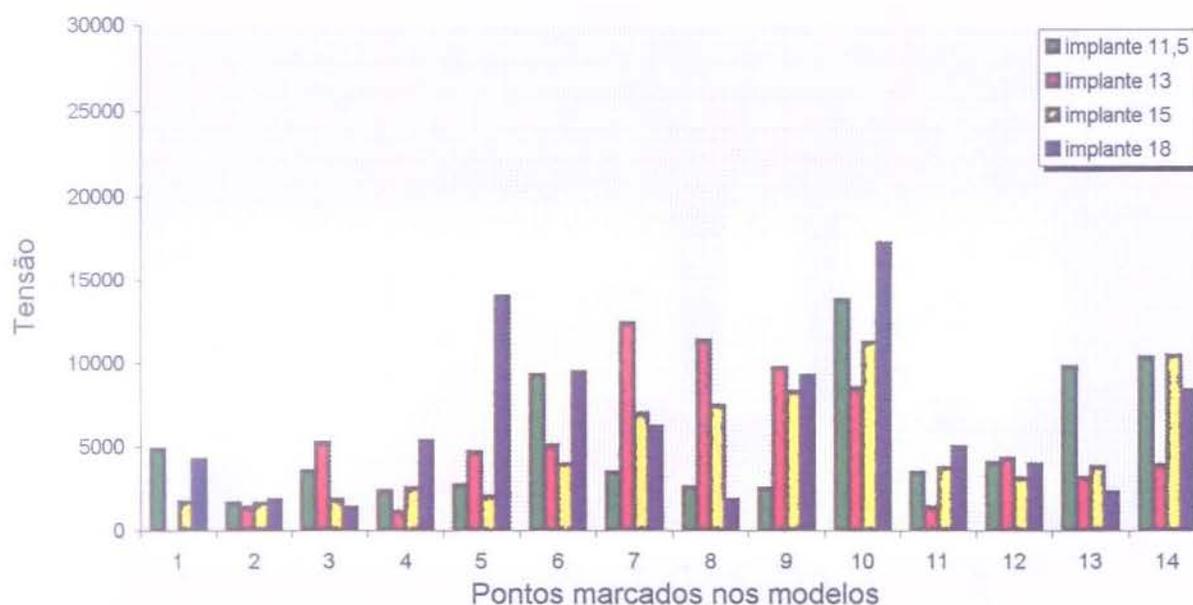


Gráfico 1 – Valores de tensão gerada nos 14 pontos marcados nos modelos com carregamento a 5 mm

No gráfico 1: dos valores obtidos nos 14 pontos marcados nas peças fotoelásticas com carregamento no “cantilever” a 5 mm de distância do implante mais distalmente posicionado na arcada dental, pôde-se observar uma maior intensidade na concentração de

tensões na região dos pontos 6 ao 10. Os pontos 5 e 10 correspondem aos ápices dos implantes e os pontos 6 ao 9, a região inter-implantes. As menores concentrações de tensões puderam ser observadas dos pontos 1 ao 4, região que corresponde a mesial do primeiro implante.

Pode-se visualizar nas fotografias a seguir (fig. 5, 6, 7 e 8) os diferentes nuances de cores obtidas diretamente no campo do polariscópio de transmissão.

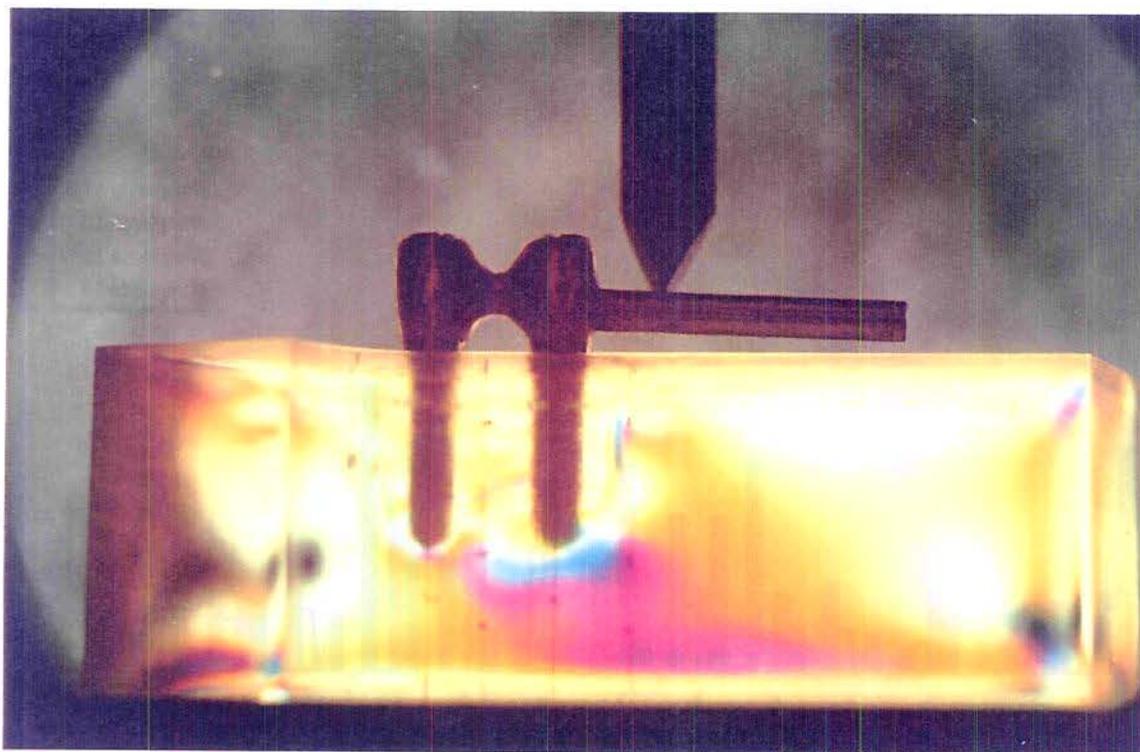


Figura 5 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 5 mm no “cantilever”, com implantes de 11,5 mm.

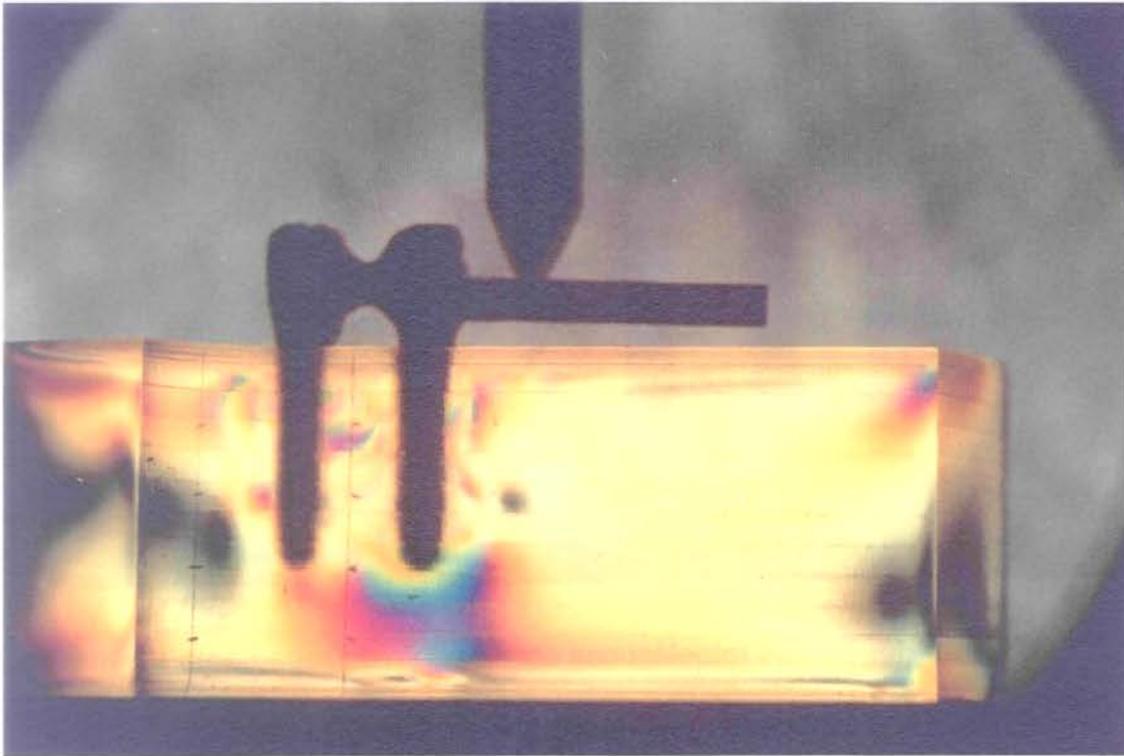


Figura 6 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 5 mm no "cantilever", com implantes de 13 mm.

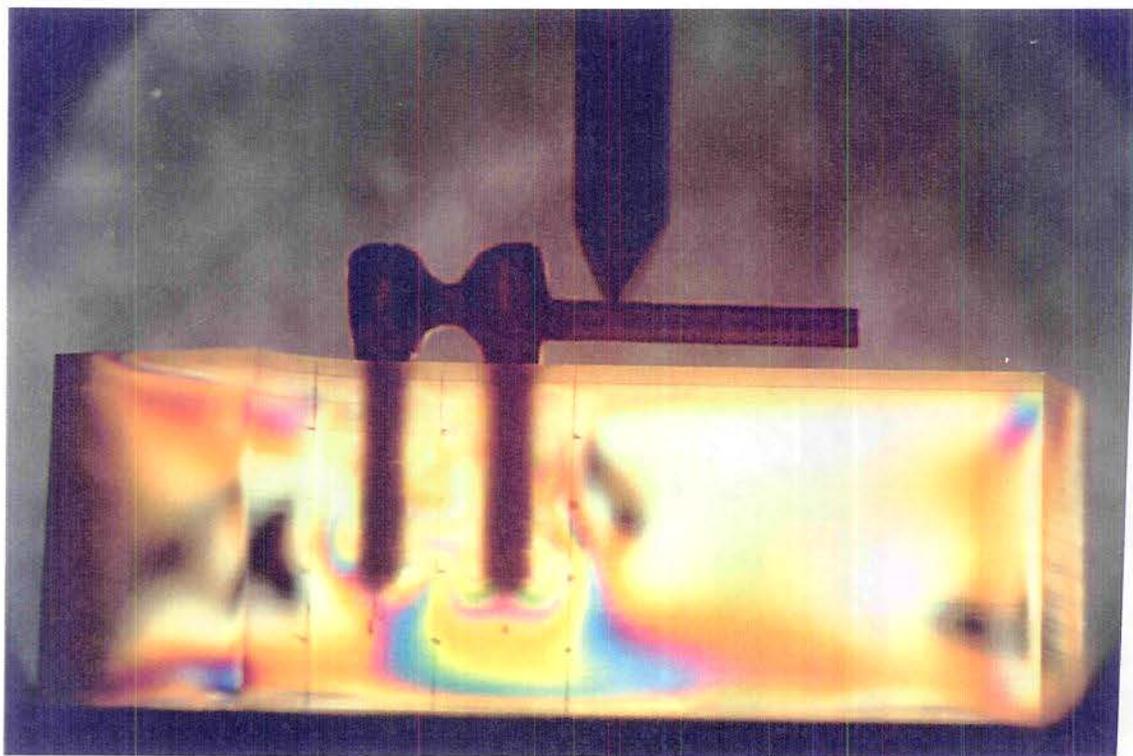


Figura 7 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 5 mm no “cantilever”, com implantes de 15 mm.

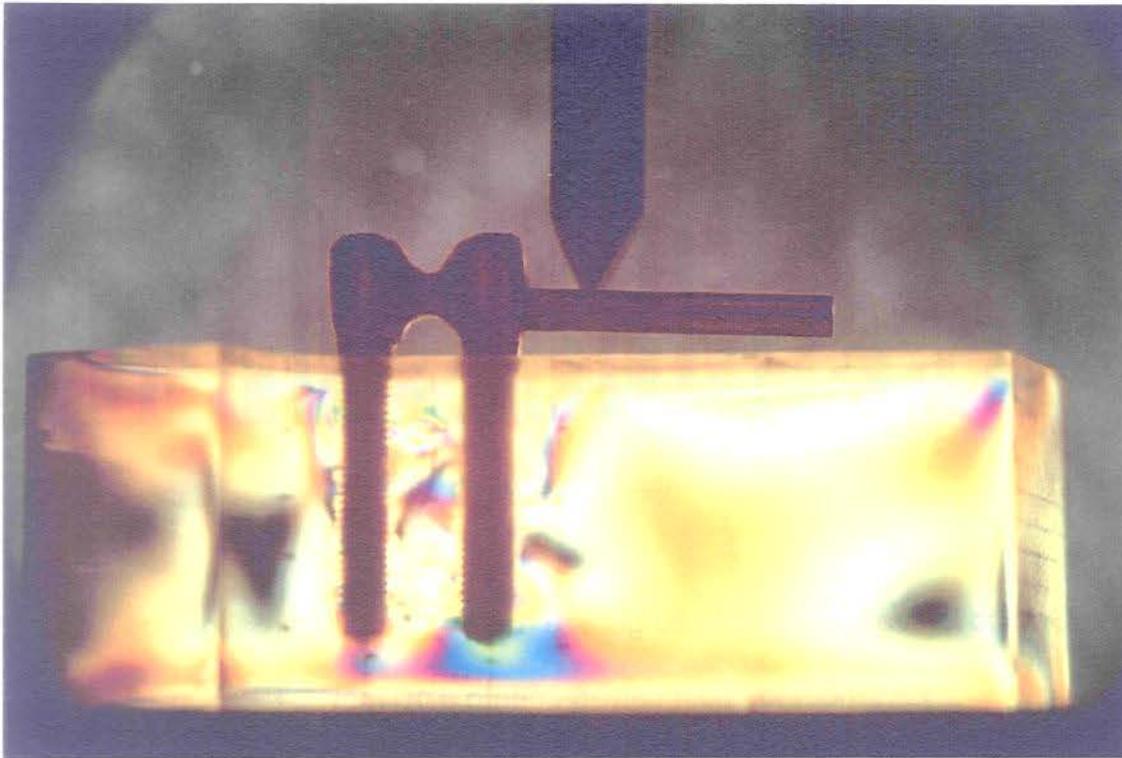


Figura 8 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 5 mm no “cantilever”, com implantes de 18 mm.

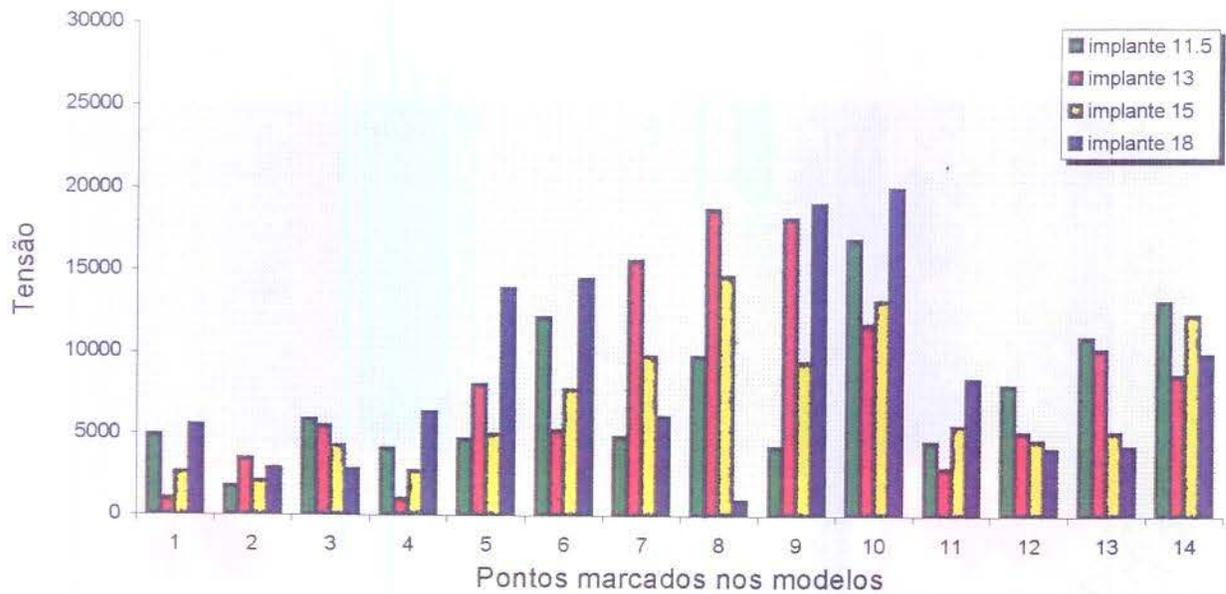


Gráfico 2 - Valores de tensão gerada nos 14 pontos marcados nos modelos com carregamento a 10 mm

No gráfico 2, cujos valores foram obtidos com o carregamento a 10 mm no “cantilever”, também pôde-se observar maior concentração de tensão dos pontos 6 ao 10. Assim, as mesmas afirmações feitas para o gráfico 1, são válidas para este gráfico 2; porém a média das intensidade das tensões são mais elevadas.

Pode-se visualizar nas fotografias a seguir (fig. 9, 10, 11 e 12) os diferentes nuances de cores obtidas diretamente no campo do polariscópio de transmissão.

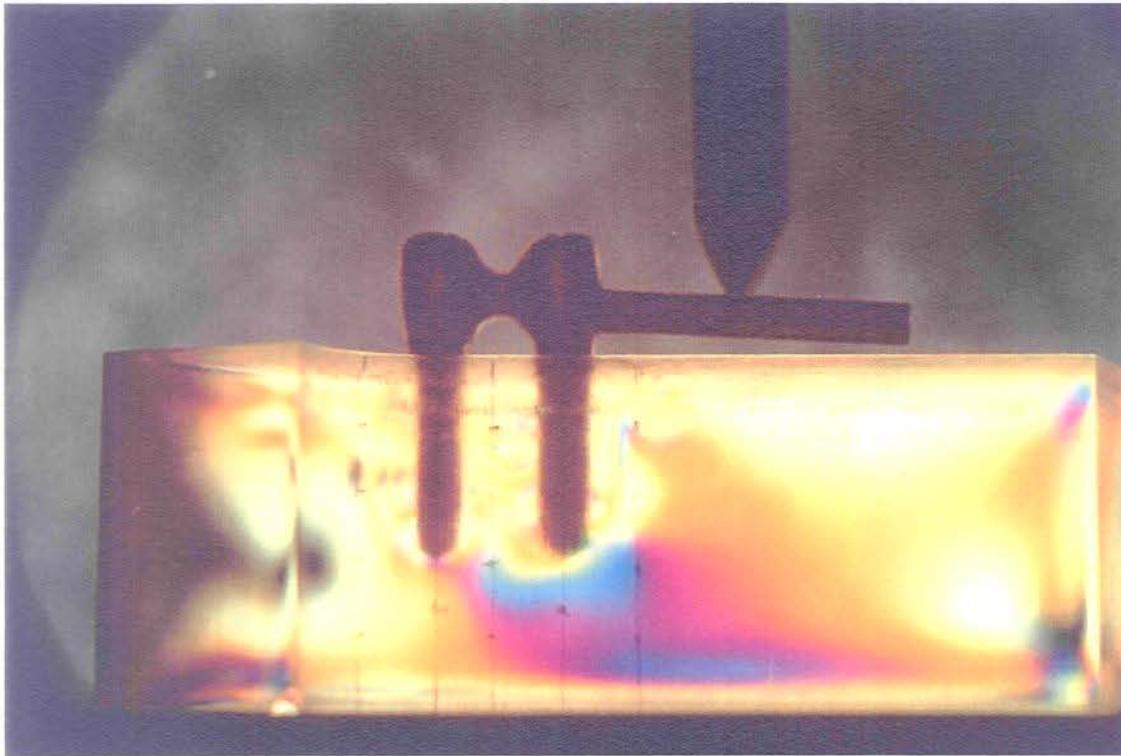


Figura 9 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 10 mm no “cantilever”, com implantes de 11,5 mm.

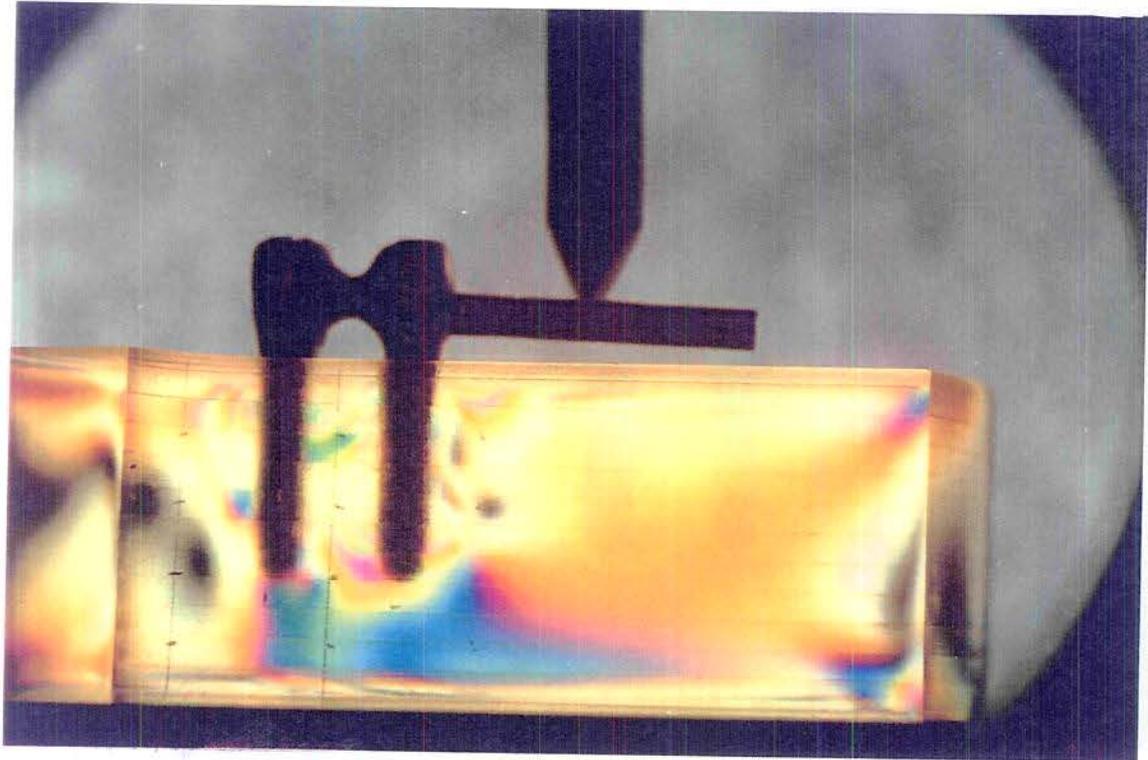


Figura 10 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 10 mm no “cantilever”, com implantes de 13 mm.

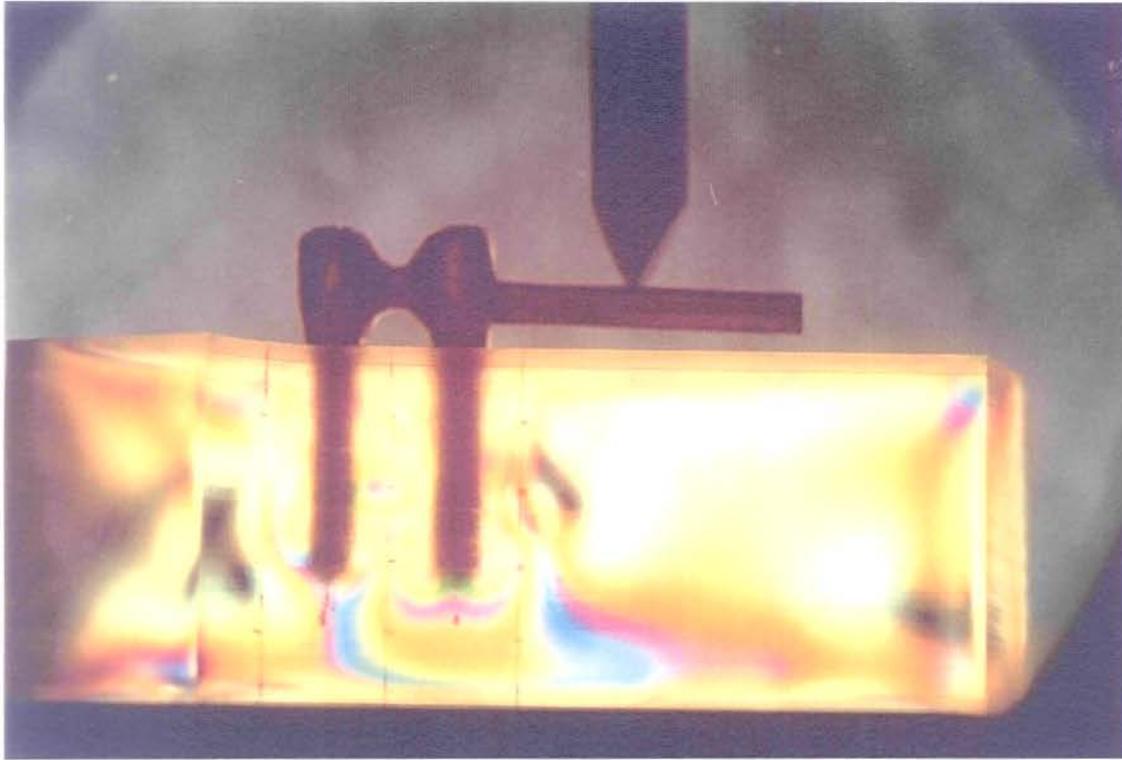


Figura 11 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 10 mm no “cantilever”, com implantes de 15 mm.

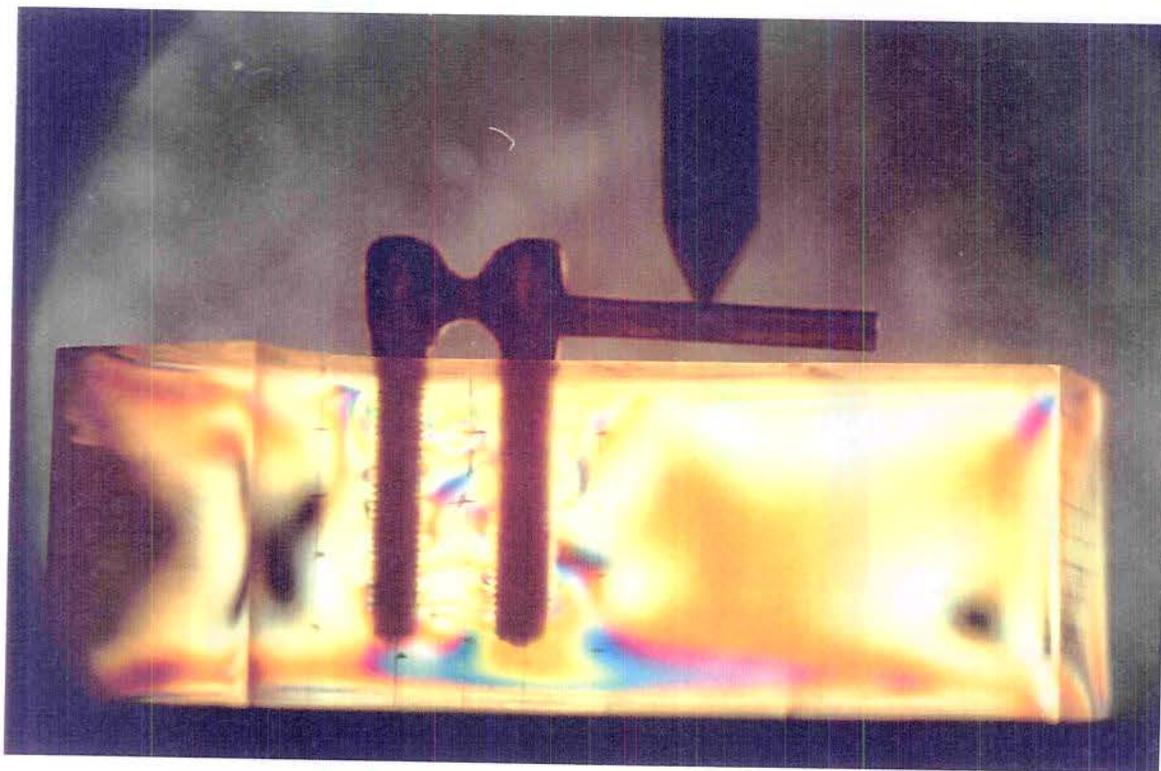


Figura 12 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 10 mm no “cantilever”, com implantes de 18 mm.

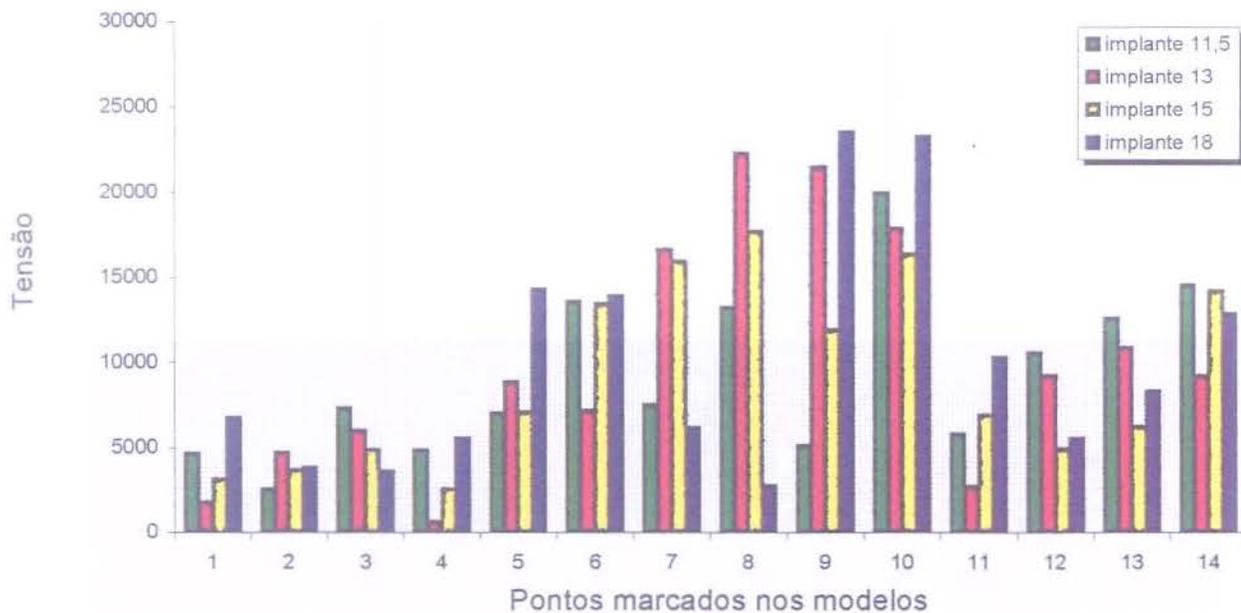


Gráfico 3 - Valores de tensão gerada no 14 pontos marcados nos modelos com carregamento a 15 mm

No gráfico 3, pode-se observar maior concentração de tensões dos pontos 6 ao 10. Também alta concentração no ponto 14, que corresponde à região distal próxima ao ápice do segundo implante. A concentração de tensão visualizada neste gráfico na média geral é maior, porém segue o mesmo padrão observado nos anteriores.

Pode-se visualizar nas fotografias a seguir (fig. 13, 14, 15 e 16) os diferentes nuances de cores obtidas diretamente no campo do polariscópio de transmissão.

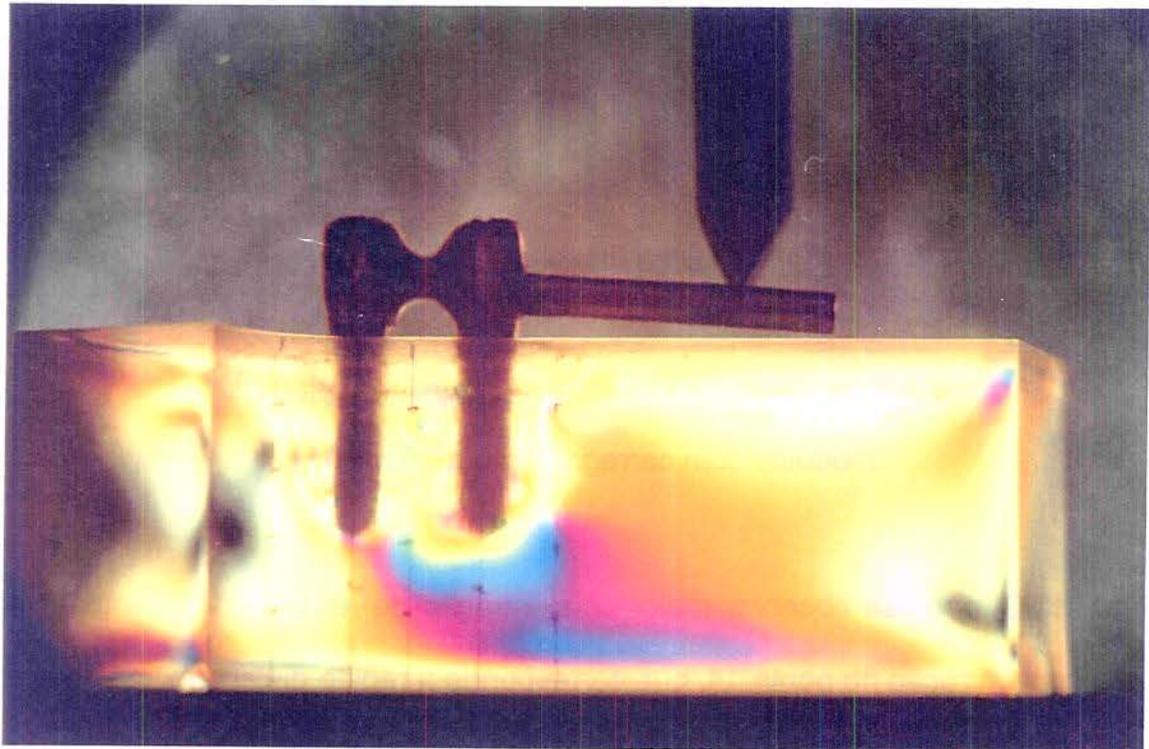


Figura 13 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 15 mm no “cantilever”, com implantes de 11,5 mm.

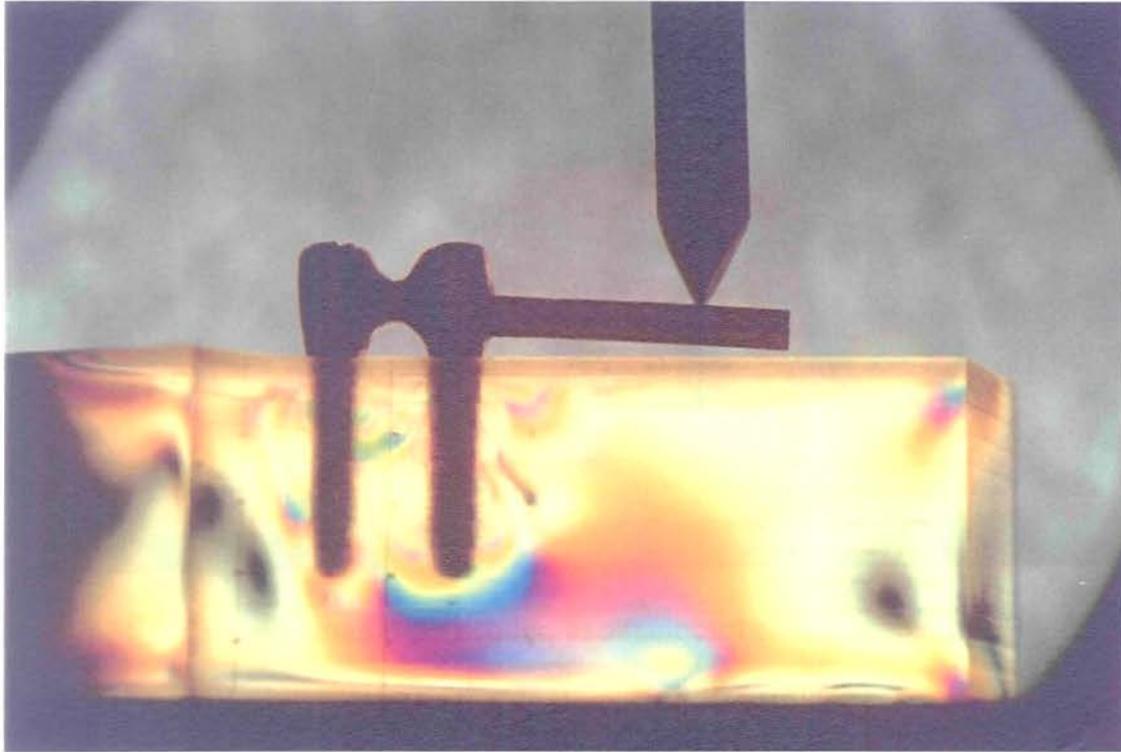


Figura 14 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 15 mm no "cantilever", com implantes de 13 mm.

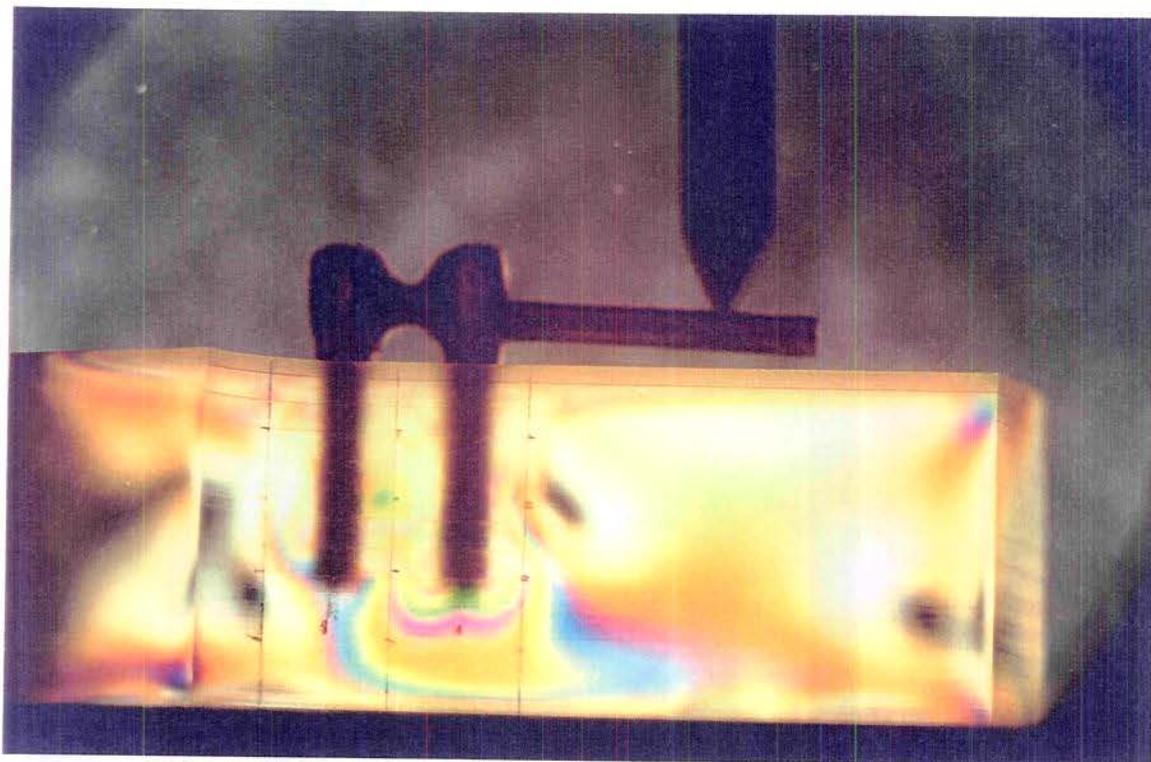


Figura 15 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 15 mm no “cantilever”, com implantes de 15 mm.

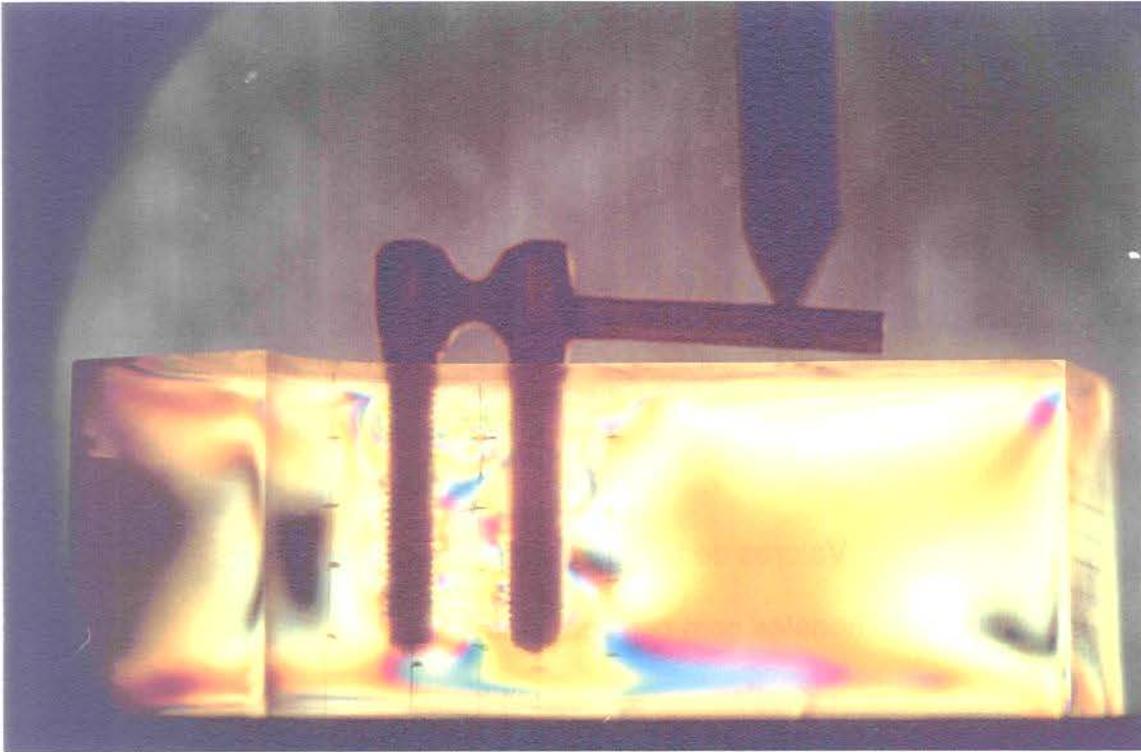


Figura 16 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 15 mm no “cantilever”, com implantes de 18 mm.

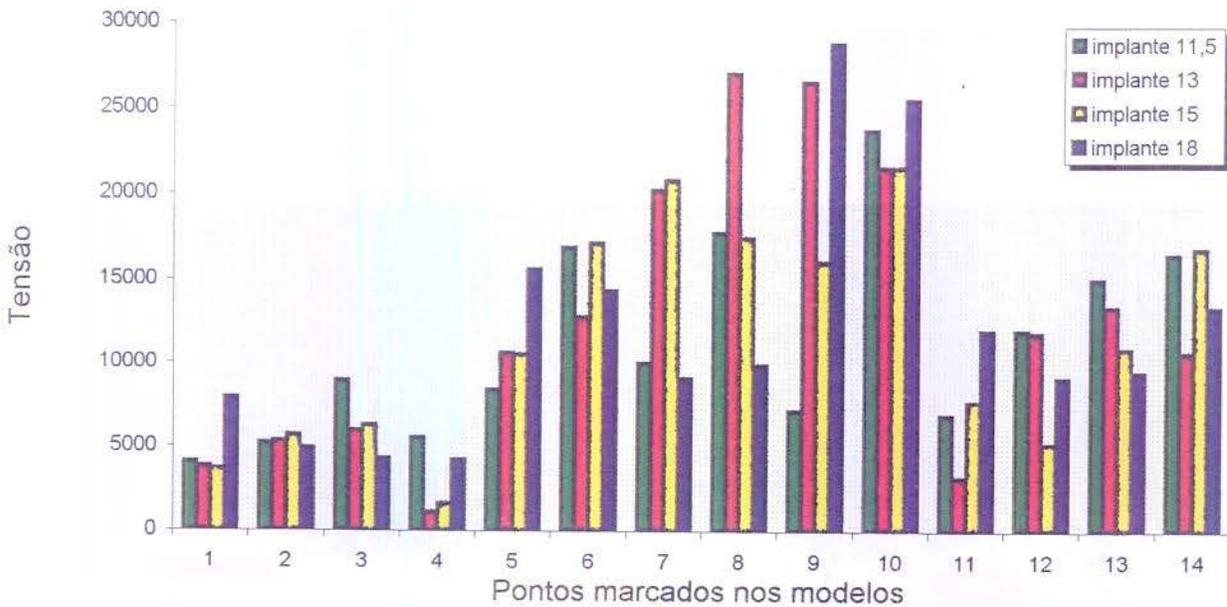


Gráfico 4 - Valores de tensão gerada nos 14 pontos dos modelos com carregamento a 20 mm

No gráfico 4, pode-se visualizar uma maior concentração de tensão também entre o ponto 6 e o 10. O ponto 11 que corresponde a distal do segundo implante apresentou baixa concentração de tensão. A concentração de tensões neste gráfico é maior, apesar de seguir o mesmo padrão anteriormente visualizado.

Pode-se visualizar nas fotografias a seguir (fig. 17, 18, 19 e 20) os diferentes nuances de cores obtidas diretamente no campo do polariscópio de transmissão.

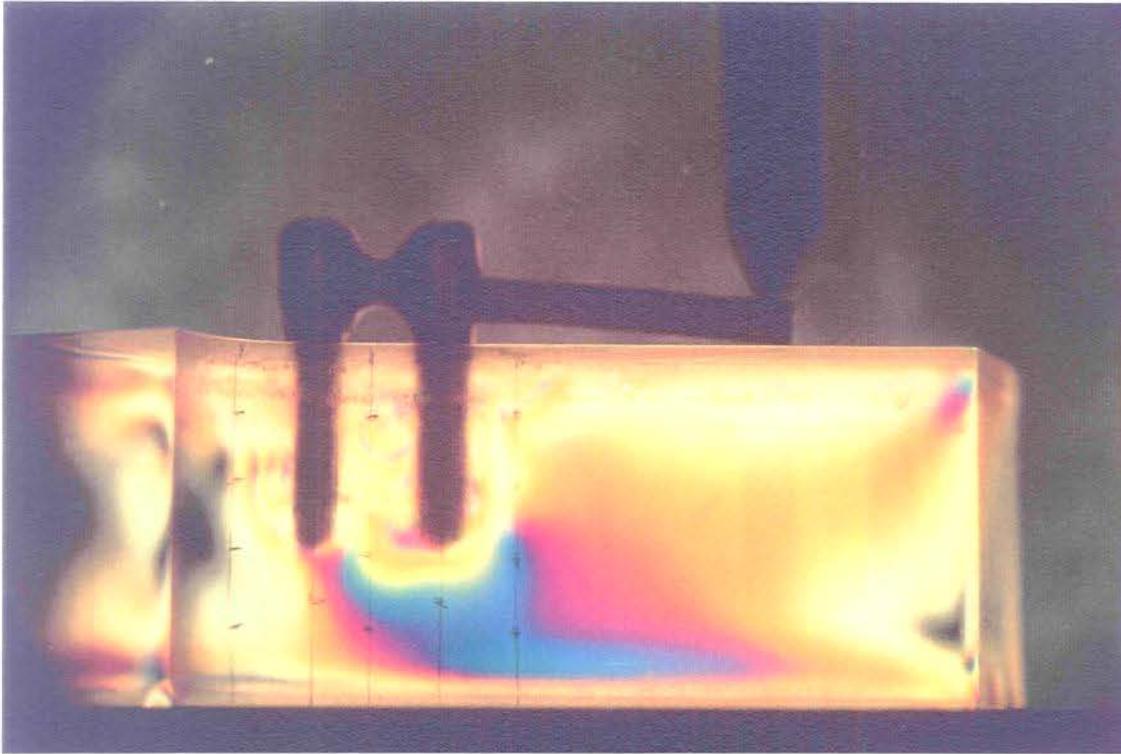


Figura 17 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 20 mm no “cantilever”, com implantes de 11,5 mm.

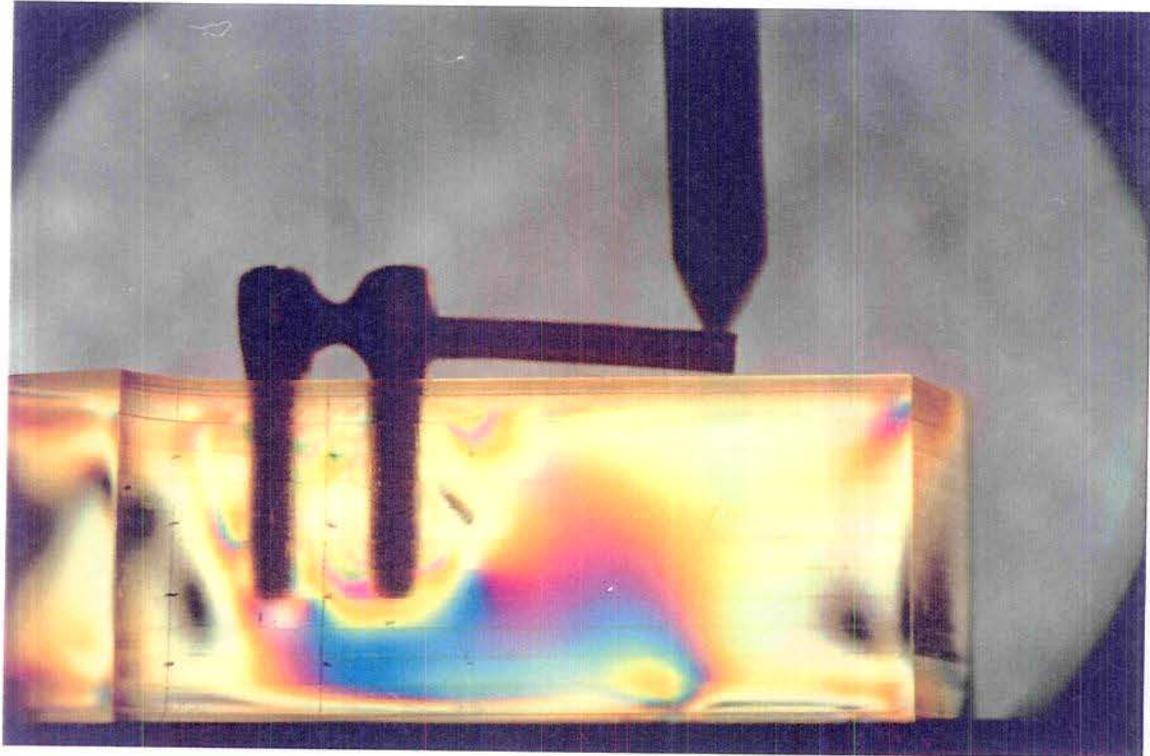


Figura 18 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 20 mm no “cantilever”, com implantes de 13 mm.

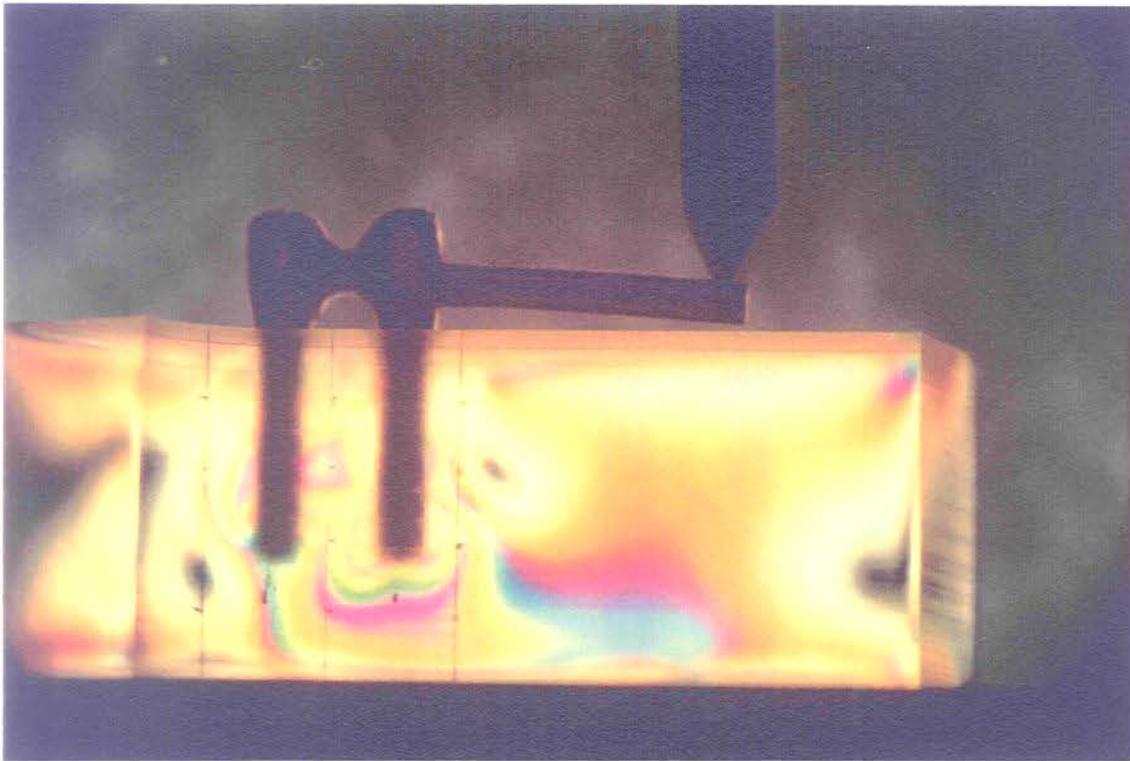


Figura 19 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 20 mm no “cantilever”, com implantes de 15 mm.

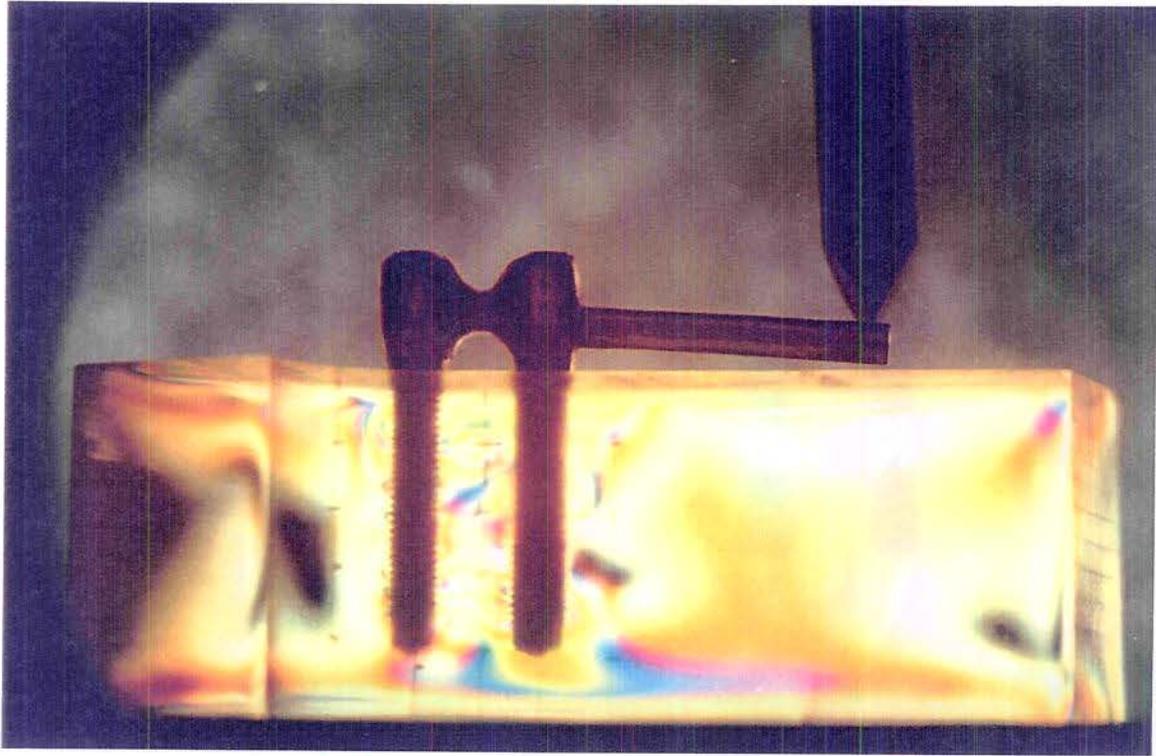


Figura 20 – Padrão das franjas fotoelásticas obtidas com carregamento a 20 mm no “cantilever”, com implantes de 18 mm.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

O experimento estatístico foi delineado na forma fatorial com três fatores: comprimento do implante, comprimento do “cantilever” e pontos em regiões específicas marcadas nos modelos. O primeiro fator possuía quatro níveis: 11,5 mm, 13,0 mm, 15,0 mm e 18,0 mm. O segundo fator, comprimento do “cantilever”, também foi delineado com 4 níveis: 5,0 mm, 10,0 mm, 15,0 mm e 20,0 mm. Já o terceiro fator, pontos, foi delineado com 14 níveis constituindo posições especiais nos modelos. Assim, têm-se 616 observações obtidas nos 12 modelos fotoelásticos utilizados. O tamanho da amostra, $n = 616$, foi suficiente para a proposta de Análise da Variância que foi empregada.

Na tabela 1, apresenta-se uma descrição dos resultados médios. Além do histograma para os 616 valores observados da variável resposta tensão e ainda o ajuste da distribuição Gaussiana para os resíduos.

Tabela I - Médias da Variável Resposta Tensão

Nível	Número	média	erro-padrão	Int. de 95% Confiabilidade p/a média	
MEDIA GERAL	616	8570.536	238.60375	8101.826	9039.245
Comprimento do implante					
11.5 mm	168	8144.018	449.91555	7260.210	9027.825
13 mm	112	9003.964	551.03177	7921.525	10086.403
15 mm	168	7691.339	449.91555	6807.532	8575.147
18 mm	168	9442.821	449.91555	8559.014	10326.629
Comprimento do "cantilever"					
5 mm	154	5686.104	471.75353	4759.398	6612.810
10 mm	154	7716.019	471.75353	6789.314	8642.725
15 mm	154	9398.812	471.75353	8472.106	10325.517
20 mm	154	11481.208	471.75353	10554.502	12407.914
14 pontos marcados nos modelos fotoelásticos					
1	44	4052.766	880.12321	2323.865	5781.667
2	44	4974.425	880.12321	3245.524	6703.327
3	44	4921.880	880.12321	3192.979	6650.781
4	44	3545.244	880.12321	1816.342	5274.145
5	44	8439.403	880.12321	6710.501	10168.304
6	44	9694.812	880.12321	7965.910	11423.713
7	44	10427.289	880.12321	8698.388	12156.190
8	44	11997.516	880.12321	10268.615	13726.417
9	44	12239.039	880.12321	10510.138	13967.940
10	44	16699.334	880.12321	14970.433	18428.236
11	44	5995.198	880.12321	4266.297	7724.099
12	44	6578.448	880.12321	4849.547	8307.349
13	44	8515.244	880.12321	6786.342	10244.145
14	44	11906.903	880.12321	10178.001	13635.804

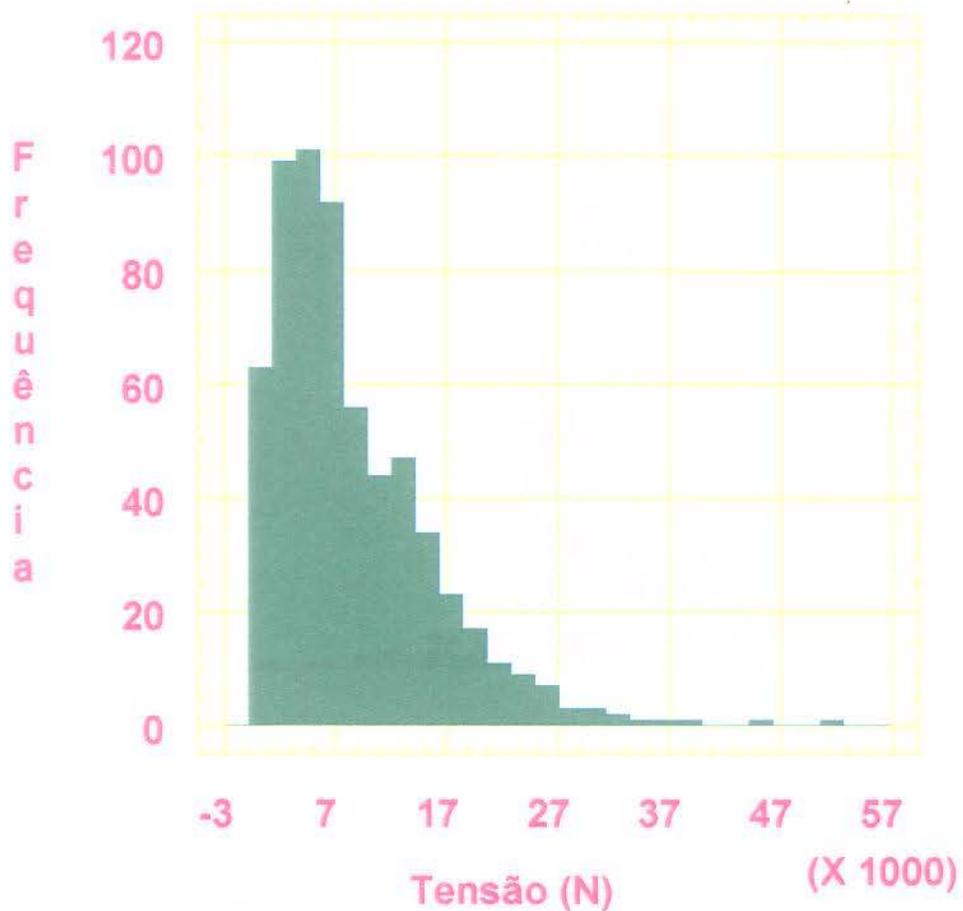


Gráfico 5 – Histograma de frequência dos dados numéricos

Neste histograma (gráfico 5) estão dispostos os valores dos 616 números analisados neste experimento estatístico. A forma de “sino” do gráfico, demonstra uma distribuição favorável dos valores numéricos encontrados.

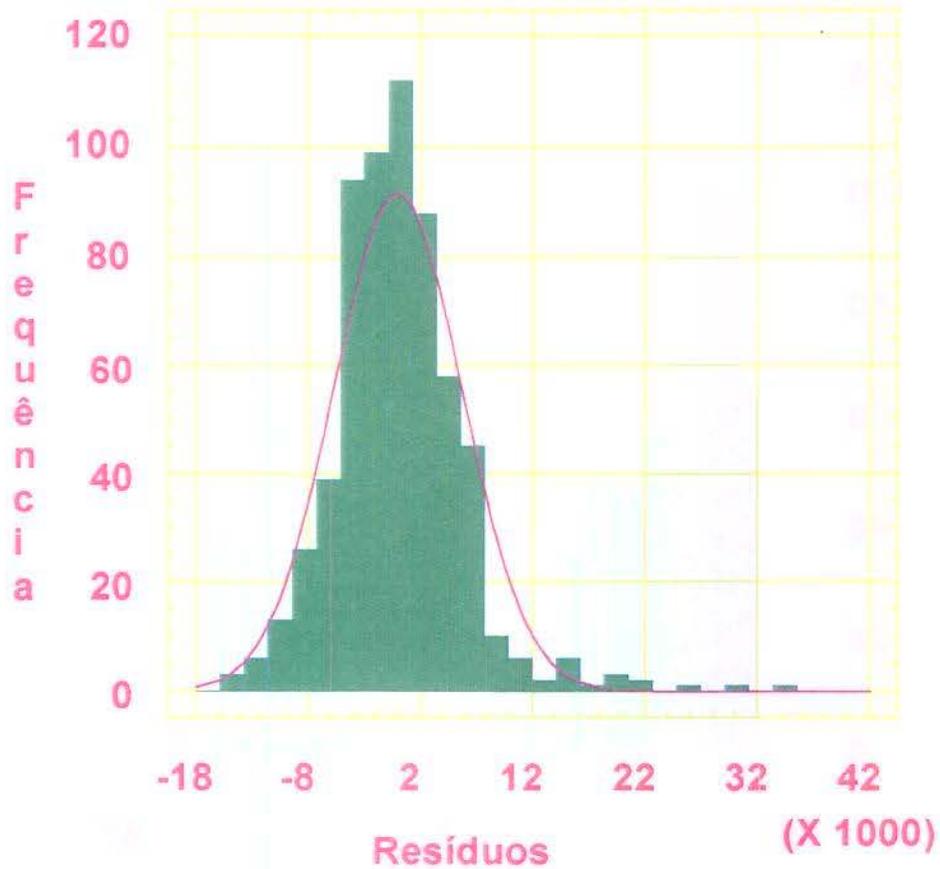


Gráfico 6 – Histograma de frequência dos resíduos

O objetivo deste experimento foi verificar se existia diferença estatisticamente significativa entre os níveis de cada um dos três fatores e identificar os níveis que se destacavam de alguma forma. Sendo assim, aplicou-se uma **Análise da Variância Clássica** e os resultados estão resumidos na tabela II, a seguir:

Tabela II - Análise da Variância para o modelo da tensão

F.V.	Soma dos quadrados	Grau de liberdade.	Quadrado Médio	F	valor-p
Níveis					
Comp. do implante	3.0834E8	3	1.0278E8	3.022	0.0292
Comp. do "cantilever"	2.8041E9	3	9.3469E8	27.485	0.0000
Pontos marcados	8.3447E9	13	6.4190E8	18.875	0.0000
RESIDUAL	2.0268E10	596	34007233		
TOTAL	3.1725E10	615			

Os números da tabela anterior indicam a rejeição das hipóteses de igualdade entre os níveis médios em todos os fatores, pois os valores-p observados, foram todos inferiores a 5%. As figuras a seguir mostram com maior clareza esta evidência.



Gráfico 7 - INTERVALO de 95% de CONFIANÇA para a média do comprimento dos implantes.

Este gráfico mostra uma diferença estatisticamente significativa entre os implantes de comprimento de 15 e de 18 mm. E ainda, que o implante de 15 mm concentrou menos tensão nos pontos pesquisados da resina fotoelástica.

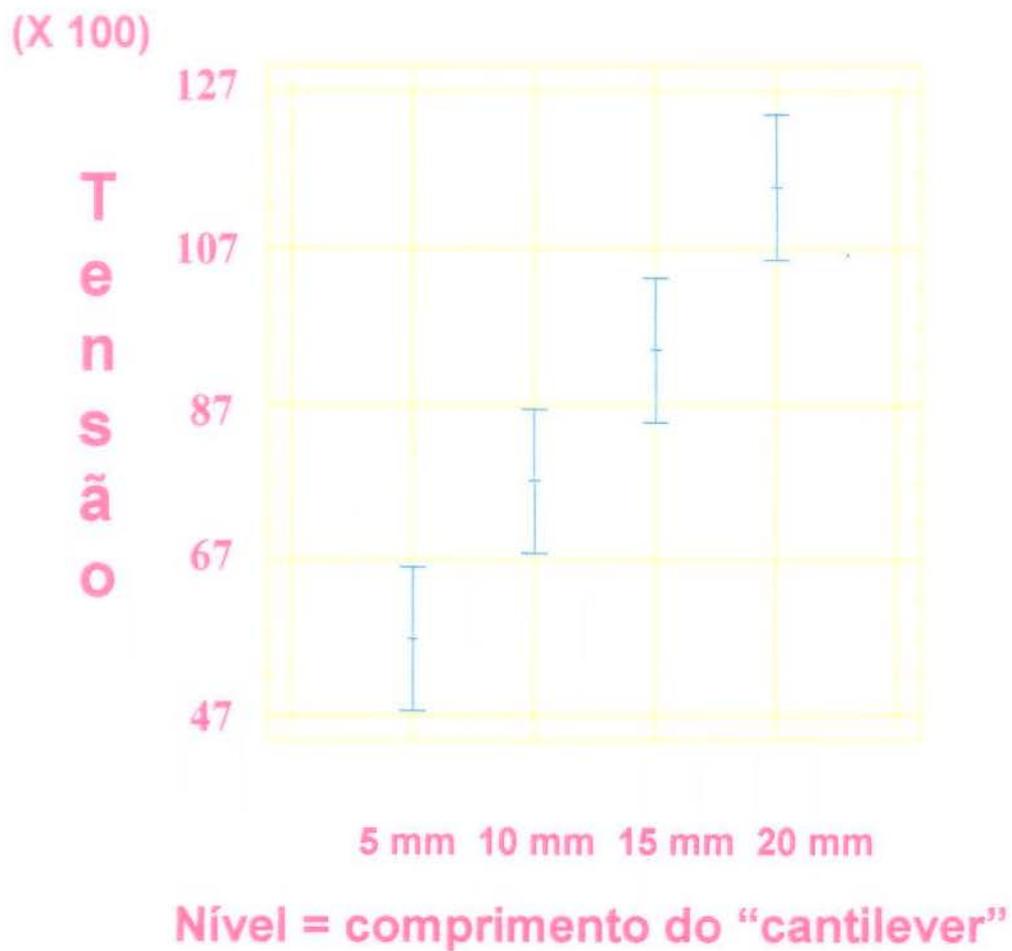


Gráfico 8 - INTERVALO de 95% de CONFIANÇA para média do comprimento do "cantilever"

Este gráfico 8, demonstra que o aumento da tensão produzida na mandíbula, é proporcional ao aumento do braço de alavanca, ou seja, do "cantilever". Pode-se afirmar que quanto maior o "cantilever", maior a tensão transmitida à resina fotoelástica

(X10.000)

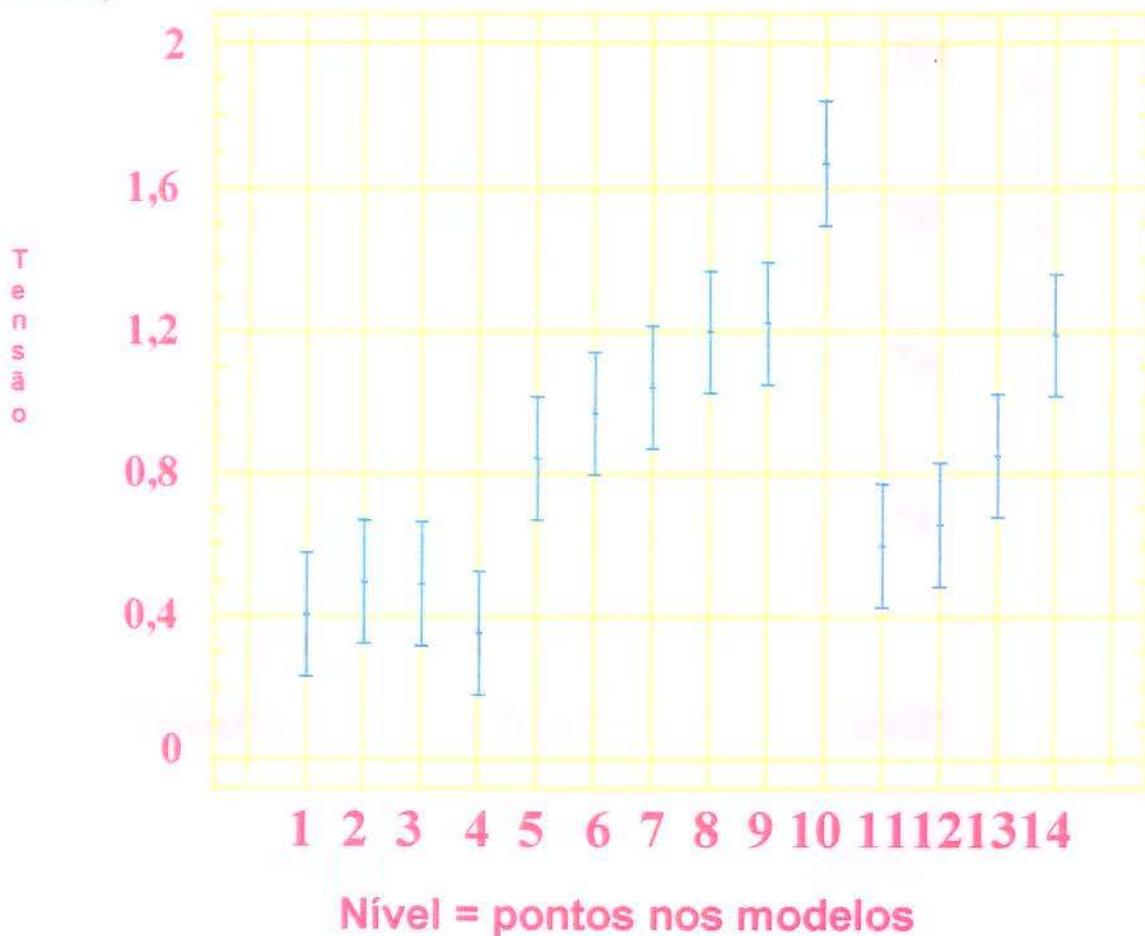
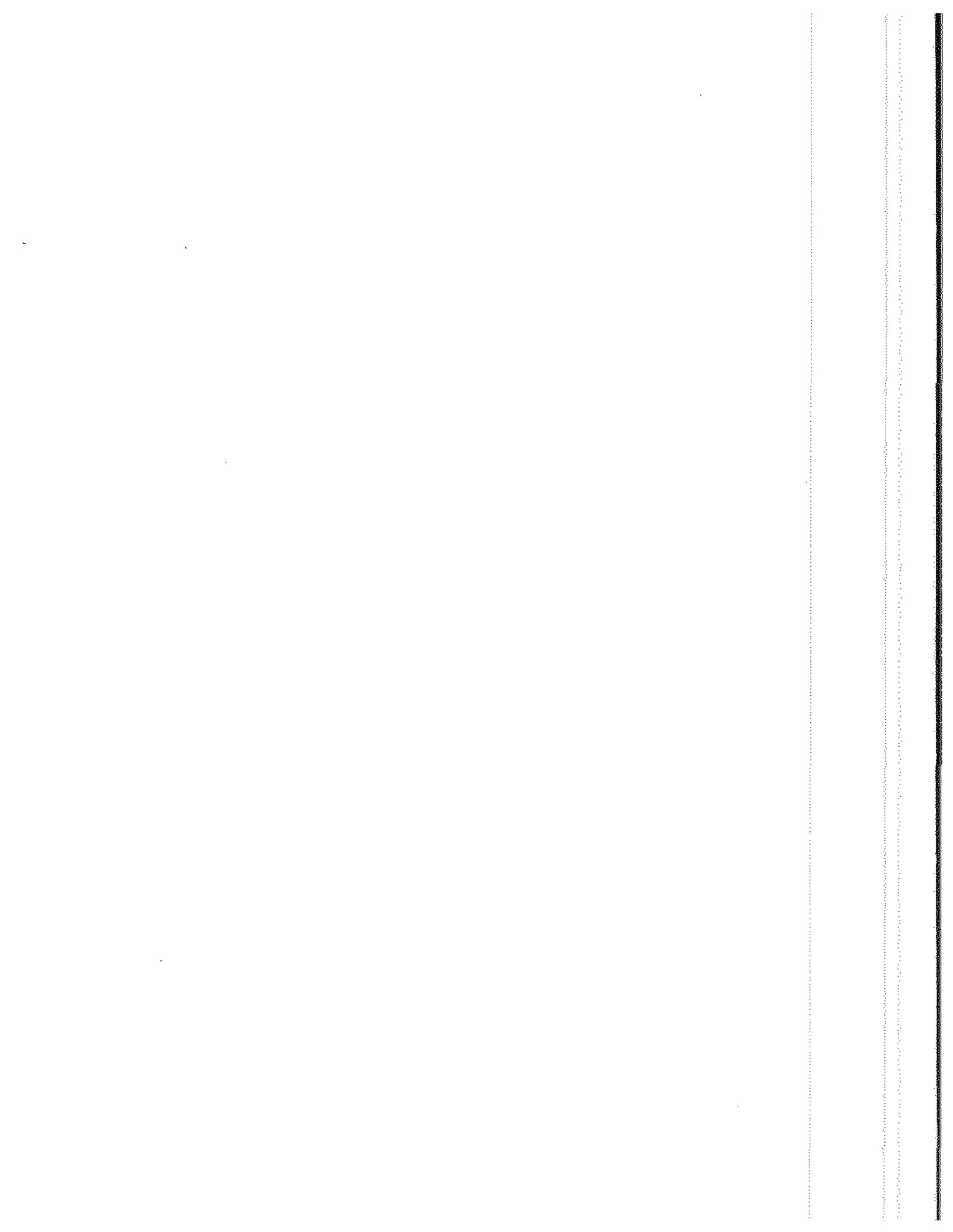


Gráfico 9 - INTERVALO de 95% de CONFIANÇA para a média dos pontos nos modelos.

Neste gráfico 9, é possível afirmar que no ponto 10, ocorreu o pico máximo de tensão em toda a área estudada, que corresponde ao ápice do implante posicionado mais distalmente no arco dental. É válido afirmar que a região mesial do primeiro implante, sofreu menor concentração de tensão, ou seja, dos pontos 1 ao 4.

9 – DISCUSSÃO



9 – DISCUSSÃO

Importantes conceitos devem ser enfatizados, como por exemplo, a fotoelasticidade é um fenômeno que certos materiais birefringentes possuem; quando carregados e observados sob luz branca polarizada exibem padrão ou franjas coloridas. Cada banda de cores completa, produzida desta maneira é chamada “franja isocromática”. O número total destas é diretamente proporcional à tensão no modelo de resina fotoelástica, e as áreas de maior concentração de tensão são representadas pelas franjas mais próximas umas das outras.

A “ordem de franja” é o valor numérico correspondente à uma franja observada no polariscópio, baseada em sua posição na seqüência de cores. Um modelo tridimensional foi fabricado mas o padrão das tensões foi observado e analisado em duas dimensões. Este método quase-tridimensional é o mais apropriado para analisar o padrão de tensão produzido quando um corpo tridimensional é carregado num modelo que simula o osso (CLELLAND et al.³, 1993).

Como a proposta do trabalho foi estudar um sistema complexo, no caso, as próteses fixas implanto-suportadas com pântico distal em “cantilever”, a fotoelasticidade foi eleita como metodologia. É sabido que existe muita controvérsia em relação à indicação ou não deste tipo de prótese, pois segundo YANG et al.¹⁸, 1996 estas próteses produzem um sistema de alavanca classe I que altera drasticamente a direção e a magnitude das forças aplicadas aos pilares.

Concordamos com WHITE et al.¹⁷, 1994 que afirmaram que há a necessidade de se conhecer mais a biomecânica que envolve as próteses fixas com “cantilever”, pois

estas estão fundamentadas principalmente na experiência clínica ao invés de princípios determinados cientificamente. Nosso estudo corrobora na determinação destes princípios e também para melhor prognóstico das próteses parciais fixas implanto-suportadas em segmentos parciais. SKALAK¹⁰, em 1983 enfatizou que o sucesso ou insucesso destas está diretamente relacionado com a maneira com que a tensão mecânica é transmitida ao osso.

Foi estabelecido o binômio *comprimento dos implantes X comprimento do pântico em "cantilever"*, o primeiro porque em muitas situações estamos diante de estruturas anatômicas limitantes (nervo alveolar inferior, por exemplo) e que levam geralmente a colocação de implantes mais curtos, e o segundo em função de que este é um aspecto crítico para a sobrevivência da prótese implanto-suportada, pois estes geram forças laterais independentemente do tamanho ou forma do implante, agravando-se o caso em segmentos parciais; segundo observações de STOCKTON¹¹, em 1997.

É sabido que dois implantes são indicados ao se repor um molar terminal, por isso foram utilizados dois pilares. Além disso, a união de mais pilares não significa redução proporcional da tensão transmitida ao osso (YANG et al.¹⁸, 1996).

Foram utilizados implantes de 4,0 mm pois estes possuem resistência à fadiga em 30% superior ao de 3,75 mm e aumenta a área de superfície óssea em 8%, mantendo-se o comprimento constante. Sempre que possível, deve-se fazer uso de implantes de diâmetros mais largos, desde que a anatomia permita, pois estes irão reduzir o impacto da carga mastigatória sobre as partes mecânicas da estrutura, contribuindo para a melhor distribuição da tensão para o osso suporte.

Concordamos com a afirmação de SKALAK¹⁰ em 1983 de que os implantes rosqueados são capazes de transmitir uma carga axial ao osso, primeiramente pela

compressão das faces inclinadas das roscas. O íntimo contato do osso com o implante propicia uma transmissão de qualquer onda de tensão ou impacto aplicado sobre o pilar. Isto pode ser observado em todas as figuras, pois a região apical dos implantes apresentam uma coloração mais intensa, evidenciando maior tensão. Além disso, nos gráficos 1, 2, 3 e 4 os pontos de maior tensão estão localizados no ponto 10 que corresponde ao ápice do implante mais distal do segmento. Para enfatizar ainda mais esta afirmação, o gráfico 9 demonstra com um intervalo de 95% de confiança que o ponto 10 obteve o pico máximo de concentração de tensão, independentemente do comprimento do implante ou do "cantilever".

Da mesma maneira que em 1993, CLELLAND et al.³ obtiveram resultados fotoelásticos pela interpretação visual das franjas isocromáticas, este trabalho demonstra também esta possibilidade, além de ilustrar a localização e as concentrações de tensões nos pontos previamente marcados.

Os resultados que demonstram concentrar mais tensão no pilar posicionado mais distalmente na arcada estão em concordância com SKALAK¹⁰, 1983; CLELLAND et al.³, 1993; WHITE et al.¹⁷, 1994; WANG et al.¹⁶, 1996; YANG et al.¹⁸, 1996 e TASHKANDI et al.¹², 1996.

No gráfico 1 pode-se observar a média das tensões distribuídas nos 14 pontos marcados nos modelos em 4 diferentes comprimentos de implantes, com o carregamento realizado a 5 mm no "cantilever". Nos pontos 1, 2, 3 e 4 observa-se baixa intensidade de tensão, isto porque são pontos situados na mesial do implante localizado mais mesialmente no modelo; evidenciando pouca influência do "cantilever" nesta área. Isto pode ser claramente observado no gráfico 9, que demonstra com 95% de confiança que dos pontos 1 ao 4 marcados nos modelos, têm uma menor concentração de tensão, isto

independentemente do comprimento de implante ou do "cantilever". No ponto 10, correspondente ao ápice do implante mais distalmente colocado no arco, é evidenciado o pico máximo de tensão, independentemente do comprimento do implante ou do "cantilever". Isto intensifica a observação SKALAK¹⁰, 1983 de que as forças são transmitidas axialmente ao osso nos implantes rosqueados. Isto ocorreu provavelmente pela compressão do carregamento neste implante, pois o "cantilever" está posicionado na distal do mesmo. Estes resultados estão em concordância com os achados de TASHKANDI et al.¹², 1996. Nos pontos 6, 7, 8 e 9, correspondente à região inter-implantes ficou evidenciado uma concentração de tensão homogênea e de maior intensidade, caracterizada por forças de compressão e de tração, independentemente do comprimento do implante ou do "cantilever"; este resultado é muito relevante, pois não se encontra similar na literatura consultada. Isto pode ser melhor observado no gráfico 9, onde com intervalo de 95% de confiança, observa-se a disposição da tensão em relação aos pontos marcados nos modelos fotoelásticos.

Nos pontos 11, 12 e 13, região distal do implante colocado mais distalmente no modelo, ocorreu acúmulo de tensões de intensidade intermediária. Já no ponto 14, observa-se uma intensidade na tensão superior aos outros pontos da distal do implante, pois este ponto está próximo ao ápice, com isso recebendo maior quantidade de tensão. Observa-se isto no gráfico 9, onde a tensão deste ponto é estatisticamente igual ao ponto 9 (região inter-implantes mais próxima ao ápice do implante mais distal). É válido lembrar que nesta experimentação laboratorial, foi utilizado um material de consistência homogênea, no qual possui limitações quando comparado com a real situação bucal.

No gráfico 2 pode-se observar a média das tensões distribuídas nos 14 pontos marcados nos modelos nos 4 diferentes comprimentos de implantes, com o carregamento

realizado a 10 mm no "cantilever". As mesmas observações feitas para o gráfico 1, podem ser feitas para este gráfico; porém o aumento na média das intensidades de tensões é significativo. Isto representa que ao se aumentar o braço de alavanca, a tensão transmitida à resina fotoelástica aumenta consideravelmente, independentemente do comprimento dos implantes. O pico de tensão neste gráfico está por volta dos 20.000 N, localizado no ponto 10, correspondente ao ápice do implante posicionado mais distalmente no arco, evidenciando o direcionamento axial das forças oclusais.

No gráfico 3 pode-se observar a média das tensões distribuídas nos 14 pontos marcados nos modelos nos 4 diferentes comprimentos de implantes, com o carregamento realizado a 15 mm no "cantilever". Mais uma vez as observações feitas por pontos nos gráficos anteriores são válidas também para este gráfico. Pode-se observar aumento das médias de tensões em todos os pontos, evidenciando ainda mais, que aumentando-se o "cantilever", há aumento significativo na média de tensões transmitidas ao osso, com isso incrementando o potencial para reabsorção óssea na hipótese de uma correlação com a clínica. Este fato é facilmente observado na análise estatística dos dados, gráfico 8, onde demonstra-se com 95% de confiança que houve um aumento proporcional da tensão transmitidas à resina fotoelástica com o aumento do "cantilever", independentemente do comprimento do implante.

No gráfico 4 pode-se observar a média das tensões distribuídas nos 14 pontos marcados nos modelos nos 4 diferentes comprimentos de implantes, com o carregamento realizado a 20 mm no "cantilever". Pode-se observar a mesma distribuição de tensões, ou seja, a orientação geral dos 4 gráficos segue uma disposição similar, porém com aumento significativo da média das tensões. Os pontos de maior tensão, superiores a 25.000 N,

ficaram localizados na área inter-implantes, evidenciando maior concentração de esforços (tração e pressão), com carregamentos mais distais. Porém, WHITE et al.¹⁷, 1994 utilizando o "protocolo Bränemark" encontraram resultados diferentes. Concluíram seu estudo afirmando que a maior tensão foi localizada na crista marginal superficial distal do implante mais distalmente posicionado na arcada.

Nota-se nos 4 gráficos que a média da intensidade da concentração de tensão aumenta gradativamente, conforme o ponto de aplicação do carregamento no "cantilever" se desloca mais distalmente. Diante disso, é possível afirmar que quanto mais longo o "cantilever", maior o braço de alavanca formado e, conseqüentemente maior a tensão transmitida ao osso de suporte, e mais reabsorção óssea pode ser esperada. Resultados estes também observados por TASHKANDI et al.¹², 1996.

Os 14 pontos marcados nas peças fotoelásticas sofrem diferentes tipos de influência das cargas oclusais. Os pontos 1 ao 4 sofrem influência do implante mesial. Os pontos 11 ao 14 são influenciados pelo pilar distal. Já os pontos 6 ao 9 sofrem influência de ambos pilares, pois estão situados na região inter-implantes, logo uma maior intensidade de tensões pode ser esperado e, realmente encontrado.

A região de menor concentração de tensão em todos os modelos e logicamente nos gráficos foi a região do ponto 1 ao 4, que corresponde a área mesial do primeiro implante. Sendo esta área a de menor potencial para reabsorção óssea.

Pode-se observar que não houve uma correlação direta entre o comprimento do implante e a tensão transmitida à resina fotoelástica. Verifica-se no gráfico 7, com 95% de confiabilidade que, diante dos resultados obtidos neste experimento, o implante de 15 mm foi o que menos tensão transmitiu à resina. É possível fazer uma correlação com a clínica, de

que nem sempre o implante de maior comprimento é o melhor na absorção das forças mastigatórias pelo osso alveolar. Porém, segundo WANG et al.¹⁶, 1996 quando há aumento da reabsorção do osso alveolar no pilar distal, o centro de rotação move-se apicalmente, evidenciando significativo aumento de tensão neste pilar. Afirmaram que quanto mais carregamento for aplicado no pilar distal, mais tensão é transmitida ao mesmo, podendo gerar reabsorção óssea. Quanto mais reabsorção óssea, mais tensão é transmitida a este dente.

Outro ponto a ser considerado é que quanto mais distante o ponto de aplicação da carga no "cantilever", maior a tensão transmitida ao osso. Isto é clinicamente significativo no momento do planejamento protético (seleção dos pilares), pois o que ficou evidenciado foi uma maior relevância do comprimento do "cantilever" do que o comprimento do implante. Estes resultados são condizentes com os obtidos por YANG et al.¹⁸, 1996 quando afirmaram que os pânticos em "cantilever" causaram deflexão e movimento rotacional nos pilares. E que quanto mais longos, maior a deflexão e a concentração de tensão.

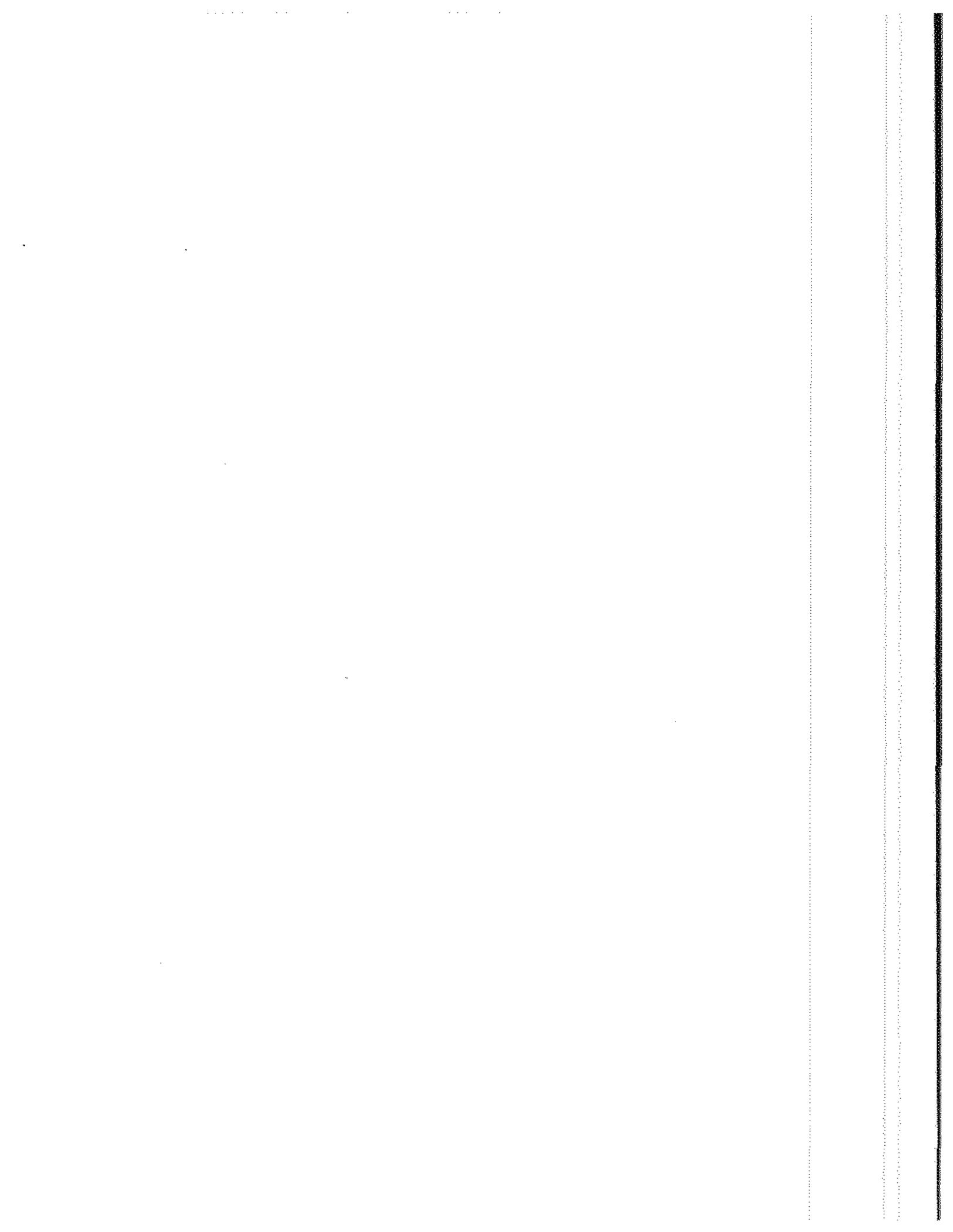
Concordamos com a afirmação de WASKEWICZ et al.¹⁵, 1994 de que o tamanho dos implantes afetam a interação da tensão mecânica, pois os resultados obtidos neste trabalho demonstram a modificação do padrão das franjas fotoelásticas em função da mudança do tamanho dos pilares.

Sabe-se por investigações clínicas e experimentais em animais que a sobrecarga em um implante deve levá-lo à reabsorção do osso marginal; se esta exceder-se a três espiras em direção apical exporá a porção mais frágil do implante, região abaixo do parafuso do conector; contribuindo ainda mais para sobrecarregar o implante e até sua possível posterior fratura (WANG et al.¹⁶, 1996; YANG et al.¹⁸, 1996)

Na clínica odontológica, há viabilidade em se tratar casos de extremo livre posterior em segmentos parciais com próteses tipo "cantilever", porém o aspecto de distribuição dos esforços advindos da mastigação não é absoluto. Existem outros fatores que corroboram na sua indicação, uma boa anamnese pode detectar a causa principal da perda dos dentes, pois desgaste excessivo e histórico de fraturas dentárias são fatores provenientes de sobrecarga. Parafunções, contribuem para aumento da sobrecarga potencial de momentos de torção, já que a magnitude e frequência da carga aumentam com esta atividade. Os pânticos em "cantilever" devem ser evitados em bruxômanos, segundo afirmações de SOTCKTON¹¹, 1997. Alguns meios indicados para o controle dos fatores de risco são: redução da altura de cúspides, redução da mesa oclusal, contatos cêntricos, placas protetoras e preservação.

É importante lembrar que a análise dos fatores de risco realizada previamente ao tratamento, contribuem sobremaneira para o sucesso de implantes e próteses, possibilitando ao profissional um melhor êxito e satisfação ao paciente.

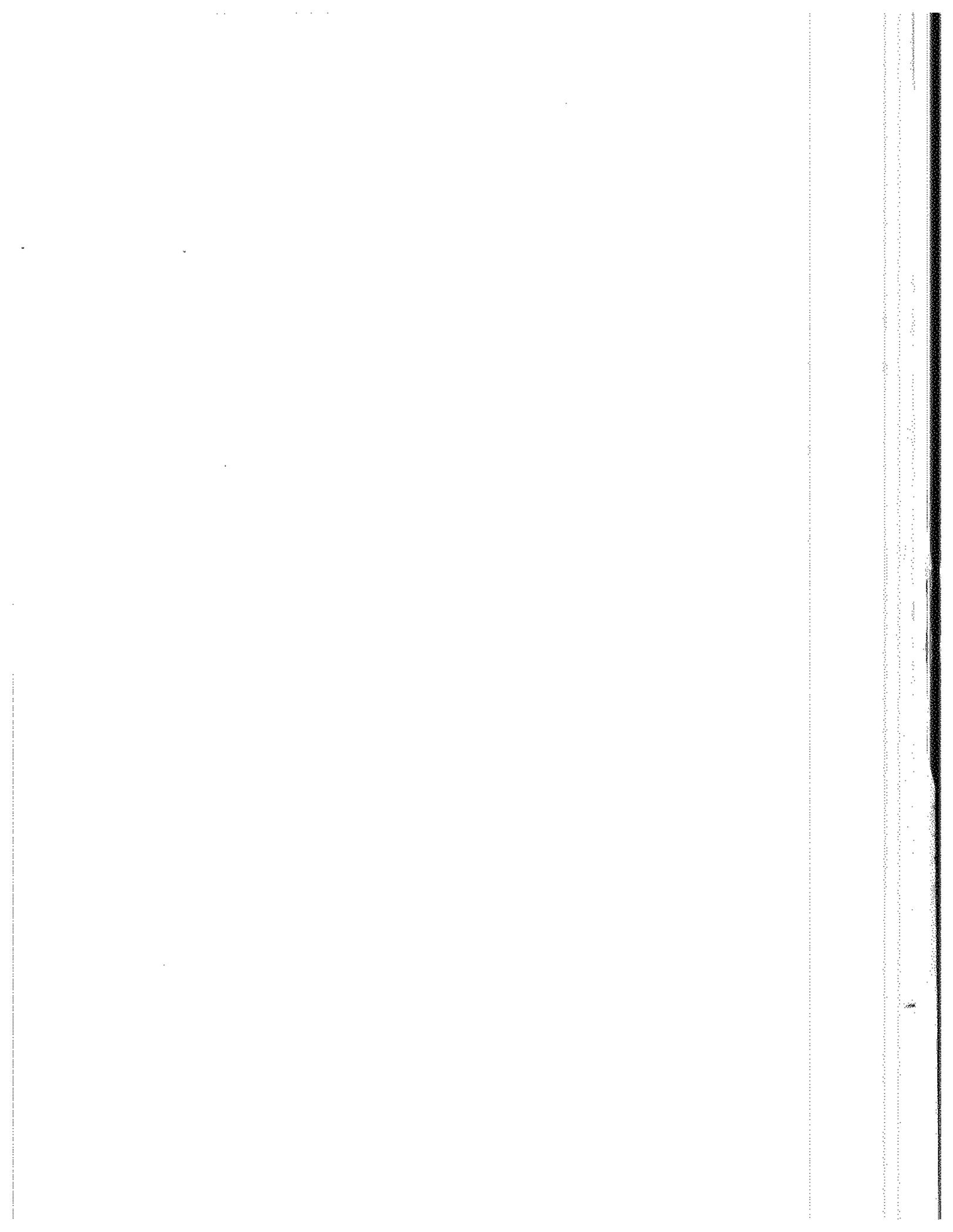
10 – CONCLUSÃO



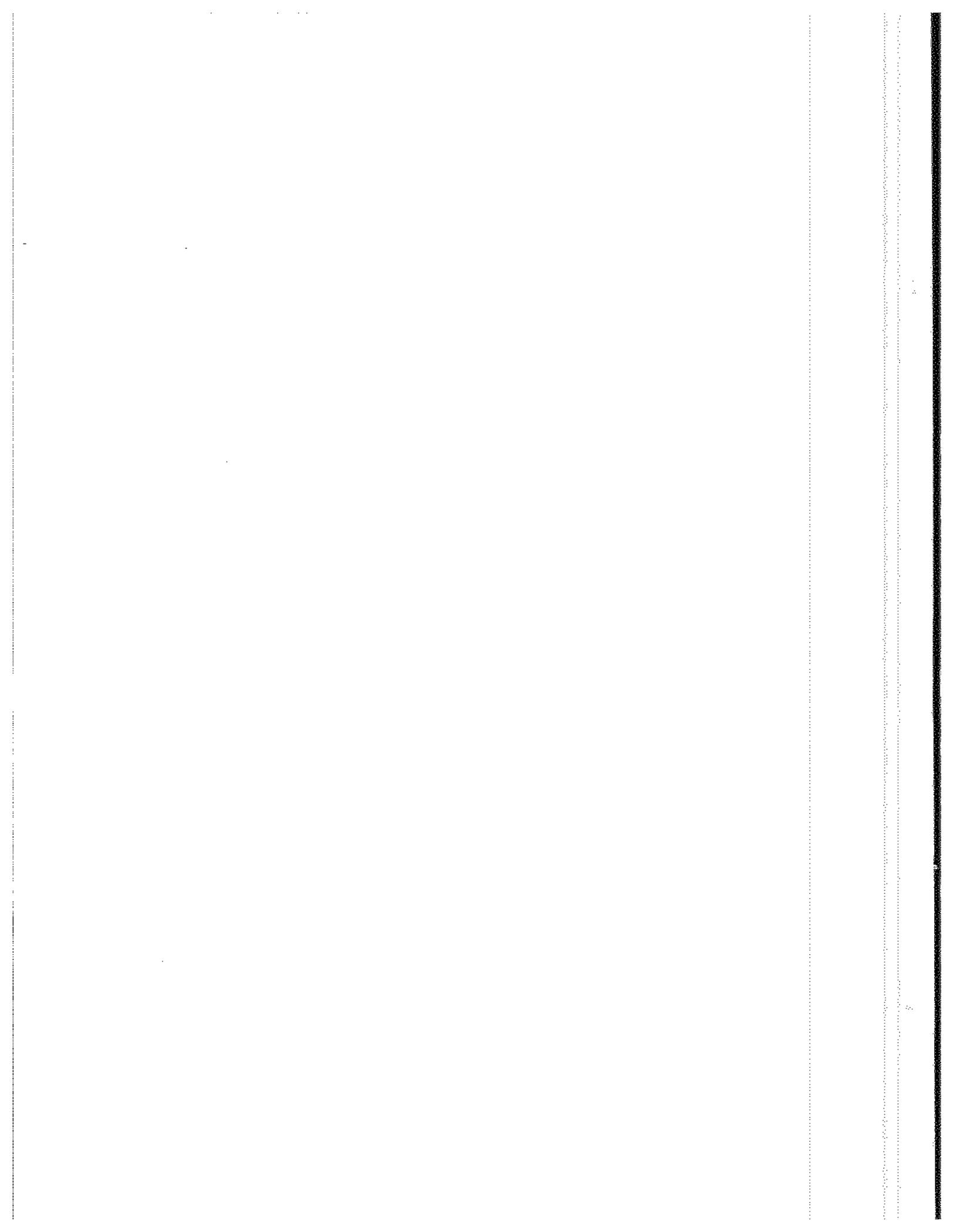
10 – CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos neste experimento, e levando-se em consideração os fatores biomecânicos da distribuição das cargas oclusais sobre próteses fixas implanto-suportadas com “cantilever”, é válido concluir que:

1. Os quatro grupos testados apresentaram padrões semelhantes quanto à distribuição de tensão quando submetidos à carga de 89 N. Porém, diferiram quanto à intensidade.
2. Um aumento do comprimento do “cantilever”, levou a um aumento proporcional da tensão transmitida à resina fotoelástica, independentemente do comprimento do implante.
3. O pico máximo de tensão foi observado no ápice do implante mais distalmente posicionado no arco dental. Sendo que a concentração de tensão mais evidente deu-se na região inter-implantes, independentemente do comprimento do implante e/ou do “cantilever”.



11 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS



11 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ASSIF, D., MARSHAK, B., HOROWITZ, A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.75, n.3, p.285-91, Mar. 1996.
2. BRÄNEMARK, P.I. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scand. j. Plast. Reconst. Surg.*, v.11, n.16, 1977. *Apud Op. cit. ref. 13.*
3. CLELLAND, N.L. et al. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int. j. oral maxillofac. Implants*, Lombard, v.8, n.5, p.541-48, Sep./Oct., 1993.
4. FEDERICK, D.R., CAPUTO, A.A. Effects of overdenture retention design and implant orientations on loss transfer characteristics. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.76, n.6, p.624-32, Dec, 1996.
5. ICHIKAWA, T. et al. In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *Int. j. Prosth.*, Lombard, v.9, n.4, p.393-9, July/Aug., 1996.
6. JACOBS, R., VAN STEENBERGHE, D. Comparison between implant-supported prostheses and teeth regarding passive threshold level. *Int. j. oral maxillofac. Implants*, Lombard, v.8, n.5, p.549-54, Sep./Oct., 1993.
7. NOONAN, M.A. Use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *J. Dent. Child.* Chicago, v.16, p.24-8, 1949.

* De acordo com a NBR 6023 de agosto de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviaturas dos Periódicos de conformidade com "Word List of Scientific Periodicals".

8. PHILLIPS, K.M. et al. The accuracy of three implant impression techniques: a three-dimensional analysis *Int. j. oral maxillofac. Implants*, Lombard, v.9, n.5, p.533-40, Sep./Oct., 1994.
9. SERTGÖZ, A, GÜVENER, S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.76, n.2, p. 165-9, Aug, 1996.
10. SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.49, n.6, p.843-8, June. 1983.
11. STOCKTON, L.W. Cantilever fixed partial denture - A literature review. *Canadian dent. Assoc.*, v.63, n.2, p.118-21, Feb. 1997.
12. TASHKANDI, E.A., LANG, B.R., EDGE, M.J. Analysis of strain at selected bone sites of cantilevered implant-supported prosthesis. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.76, n.2, p.158-64, Aug. 1996.
13. TEIXEIRA, E. R. Overdentures sobre implantes osseointegrados: aplicabilidade clínica dos retentores tipo "O-Ring". *R G O*, v.44, n.4, p.193-6, jul/ago, 1996.
14. VAZ, M.A.K., DEL BEL CURY, A.A., MARIOLANI, J.R.L. Análise fotoelástica da distribuição de tensões produzida na mandíbula pela simulação do esforço mastigatório em sobredentaduras muco-dento-suportadas e prótese total. *Rev Odont Univ. São Paulo*, São Paulo, v.13, n.1, p.67-73, jan./mar., 1999.
15. WASKEWICZ, G.A., OSTROWSKI, J.S., PARKS, V.J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int. j. oral maxillofac. Implants*, Lombard, v.9, n.4, p.405-11, July/Aug., 1994.

16. WANG, C.H. et al. Photoelastic stress analysis of mandibular posterior cantilevered pontic. *J. Oral Rehabil.*, v.23, p.662-6, 1996.
17. WHITE, S.N., CAPUTO, A.A., ANDERKVIST, T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.71, n.5, p.493-9, May, 1994.
18. YANG, H.S., CHUNG, H.J., PARK, Y.J. Stress analysis of a cantilevered fixed partial denture with normal and reduced bone support. *J. prosth. Dent.* Saint Louis. v.76, n.4, p.424-30, Oct. 1996.

